

E.T.S. de Ingeniería Industrial,
Informática y de Telecomunicación

Procesado de señales proporcionadas por sensores inerciales: Evaluación de la marcha post-ictus



Grado en Ingeniería
en Tecnologías de Telecomunicación

Trabajo Fin de Grado

Miren Begoña Rodero Lasheras

Alicia Martínez-Ramírez y Marisol Gómez Fernández

Pamplona, 1 de julio de 2016

Abstract

Background: Stroke significantly affects thousands of individuals leading to considerable physical impairments and functional disability. As gait is one of the most affected activity it is also the most studied one focusing the research on gait velocity. Gait asymmetry is a less studied parameter but recent studies have indicated that it might be more relevant to comprehend the level of disability of the paretic leg and the compensatory mechanism that patients develop.

Methods: 10 patients who suffer hemiparetic gait following a stroke participated in this study. Their gait was measured using inertial sensors and analyzed with Matlab®.

Objectives: The principal aim is to develop a reliable algorithm based on inertial sensors to automate the signal processing and to establish the gait pattern after stroke.

Results: The automate method is valid being the anteroposterior acceleration the best signal to determine the steps. Given the heterogeneous nature of the gait after stroke and the objective of specify the treatment, the results are analyzed for each patient.

Conclusion: The quantification of the gait parameters provides objective data to the medical community to assess the condition and evolution of the patients. Using inertial sensors, as a non-invasive and simple method, simplifies the measuring for both, the patients and the researchers.

Keywords: Biomechanical signal processing, Accelerometry – Inertial sensors, Human gait – Stroke

Resumen

Trasfondo: El ictus es una enfermedad que afecta a miles de personas provocando disfunción física y pérdida de autonomía en quienes padecen sus secuelas. La marcha es la actividad más afectada y estudiada centrando su estudio en la velocidad de la marcha. Sin embargo, estudios recientes indican que la asimetría de la marcha puede ser más relevante para comprender la disfunción de la pierna parética y el mecanismo compensatorio que los pacientes desarrollan.

Método: 10 pacientes con hemiplejía debida a un ictus han participado en el estudio. Las señales se han recogido mediante sensores inerciales para su posterior análisis con Matlab®.

Objetivos: El objetivo principal es el desarrollo de un algoritmo para automatizar el procesamiento de señal y establecer un patrón de marcha post-ictus.

Resultados: El método de automatización es válido siendo la aceleración anteroposterior la señal en la que mejor se determinan los cambios de paso. Dada la naturaleza heterogénea de la marcha post-ictus y el objetivo de particularizar el tratamiento para cada paciente los resultados se analizan de forma individual.

Conclusiones: La cuantificación de los parámetros aporta datos objetivos para la evaluación del estado y la evolución de los pacientes. El uso de sensores inerciales, como método no invasivo y simple, simplifica el proceso de medida para los pacientes y los investigadores.

Palabras clave: Procesado de señales biomecánicas, Acelerometría - Sensores inerciales, Marcha humana – Ictus

Agradecimientos

Me gustaría agradecer en primer lugar a mis tutoras del trabajo de fin de grado, Marisol Gómez Fernández y Alicia Martínez Ramírez, por darme el apoyo necesario para la realización de este proyecto. Considero que todo lo aprendido con ellas durante este periodo es muy valioso y que me será de ayuda en adelante, por lo que no puedo sino expresar mi estima y agradecimiento.

Al departamento de matemáticas, en especial a Pablo y a Nora, por sus aclaraciones y por darme la oportunidad de colaborar en este proyecto.

A Ion Martinikorena, cuyo trabajo previo me ha servido como base de partida.

A los médicos y rehabilitadores de la clínica Ubarmin, en especial a Sophie, Iban, Olivia y Santi, por el interés mostrado y por su disponibilidad y explicaciones.

A los pacientes, por su colaboración desinteresada y a quienes espero que este proyecto pueda ayudar algún día.

A mi familia y a Diego, por su incondicional apoyo y cariño.

Índice

Abstract	3
Resumen.....	3
Agradecimientos	4
Índice.....	5
Lista de tablas.....	7
Lista de abreviaturas	8
1. Introducción	9
1.1. Objetivo del proyecto.....	10
1.2. Organización de la memoria	10
2. Estado del arte de la metodología	11
2.1. Descripción de los métodos utilizados.....	11
2.1.1. Análisis observacional	11
2.1.2. Video cámaras.....	11
2.1.3. Electromiografía	11
2.1.4. Sistemas optoelectrónicos	12
2.1.5. Plataformas de fuerza	12
2.1.6. Tapices instrumentados	13
2.1.7. Zapatos instrumentalizados	13
2.1.8. Plantillas de fuerza	13
2.2. Descripción de los sensores inerciales.....	14
2.2.1. Acelerómetros.....	14
2.2.2. Giróscopos.....	15
2.3. Beneficios del uso de sensores inerciales	16
3. Características de la marcha	16
3.1. Ciclo de la marcha	17
3.2. Características de la marcha post-ictus.....	18
3.3. Velocidad de la marcha	19
3.4. Simetría de la marcha.....	19
3.4.1. Consecuencias de la marcha asimétrica.....	20
3.4.2. Ecuaciones de medida de la simetría	20
4. Descripción de la solución.....	21
4.1. Metodología	21
4.1.1. Participantes.....	21
4.1.2. Medida de la marcha.....	22
4.1.3. Instrumentación y adquisición de datos	22

4.2.	Diseño.....	23
4.2.1.	Estructura de los datos entregados por el sensor.....	23
4.2.2.	Tratamiento de los datos	25
4.3.	Parámetros de la marcha	30
5.	Resultados y discusión	33
5.1.	Patrón de la marcha	33
5.2.	Simetría de la marcha.....	35
5.2.1.	<i>Paciente B</i>	35
5.2.2.	<i>Pacientes C y D</i>	36
5.2.3.	Simetría de la regularidad	36
5.2.4.	Simetría del valor RMS	38
5.2.5.	Simetría de la fuerza normalizada.....	38
5.2.6.	Simetría del tiempo de paso	38
5.2.7.	Simetría de HR.....	39
5.2.8.	Simetría de THD.....	39
6.	Conclusiones y líneas futuras	39
6.1.	Conclusiones.....	39
6.2.	Líneas futuras	40
7.	Referencias	41

Lista de figuras

Figura 1 Sensores para la electromiografía.....	12
Figura 2 Sistema optoelectrónico	12
Figura 3 Tapiz instrumentado	13
Figura 4 Zapato instrumentalizado	13
Figura 5 Plantilla de fuerza [26]	14
Figura 6 Ciclo de la marcha	17
Figura 7 Planos corporales	23
Figura 8 Traslación del sistema de referencia no inercial	24
Figura 9 Rotación del sistema de referencia no inercial	24
Figura 10 Metodología	25
Figura 11 Señales de aceleración y orientación	26
Figura 12 Diagrama del análisis automático	26
Figura 13 Reconstrucción wavelet	27
Figura 14 Periodo estimado en la autocorrelación y picos detectados en la aceleración AP.....	28
Figura 15 Detección de la marcha regular	29
Figura 16 División de pasos.....	29
Figura 17 Pasos izquierdos y derechos.....	30
Figura 18 Regularidad de paso y de zancada	31
Figura 19 Fuerza normalizada	31
Figura 20 Tiempo de paso	32
Figura 21 Patrón de la marcha "Paciente A"	34
Figura 22 Patrón de la marcha "Paciente B"	34
Figura 23 División de pasos del Paciente C	37
Figura 24 División de pasos del paciente D.....	37
Figura 25 Patrón de zancada del Paciente D.....	38
Figura 26 Fuerza normalizada de los pacientes C y D	38
Figura 27 Representación armónica de los pasos del Paciente C.....	39

Lista de tablas

Tabla 1 Comparativa del Paciente A y el Paciente B	35
Tabla 2 Simetría del Paciente B.....	36
Tabla 3 Simetría de los parámetros	36

Lista de abreviaturas

10MWT	Test de marcha en 10 metros
ACV	Accidente cerebrovascular
AP	Antero-posterior
ApEn	Entropía aproximada
CV	Coeficiente de variabilidad
F	Fuerza
GA	Asimetría de la marcha
HR	Relación armónica
IMU	Unidad inercial magnética
LP	Longitud de paso
ML	Medio-lateral
NP	No parético
P	Parético
RegPaso	Regularidad de paso
RegZancada	Regularidad de zancada
RMS	Raíz cuadrática media
SA	Ángulo de simetría
SI	Índice de simetría
SW/ST	Relación tiempo de balanceo y tiempo de apoyo
THD	Distorsión armónica total
VT	Vertical

1. Introducción

El ictus es un conjunto de enfermedades que afectan a los vasos sanguíneos encargados de suministrar la sangre al cerebro. Este grupo de patologías, conocidas popularmente como embolias, también se denominan accidentes cerebrovasculares (ACV) y se manifiestan súbitamente [1].

Existen dos tipos principales de ictus: los hemorrágicos o hemorragias cerebrales y los isquémicos o infartos cerebrales. Los ictus hemorrágicos se producen cuando un vaso sanguíneo se rompe y los ictus isquémicos ocurren cuando una arteria se obstruye por la presencia de un coágulo de sangre que a menudo se origina en el corazón y se desplaza hasta el cerebro interrumpiendo el flujo sanguíneo. Tras un ictus, el daño cerebral adquirido puede ser irreparable y dejar secuelas graves que repercutan de forma notable en la calidad de vida de los afectados.

El interés en el estudio del ictus está ligado no sólo a su frecuencia, ya que es la segunda causa de muerte entre los españoles, sino que también al grado de secuelas sufrido por los afectados. En España se diagnostican cada año 130.000 nuevos casos de los cuales un tercio sufre discapacidades tanto físicas como intelectuales. Como consecuencia, más de 300.000 españoles presentan alguna limitación funcional tras haber sufrido un ictus [1] que se manifiesta con parálisis, problemas de equilibrio, trastornos del habla y déficits cognitivos hasta el punto de que sólo el 40% de los enfermos son autónomos [2].

La rehabilitación física tras un ictus se centra en la recuperación de la función motora con especial atención en la marcha debido a la extensión de dicha limitación entre los pacientes. La desviación más estudiada tanto a nivel clínico como investigador es la velocidad de la marcha ya que está relacionada con parámetros generales como la independencia de la marcha [3] y medidas cuantitativas como el número de pasos por día [4]. Además también está asociada a escalas clínicas que evalúan el equilibrio y la recuperación motora [5-7] y sensorial [7].

Por otra parte, la simetría de la marcha ha sido menos estudiada y existen dos opiniones mayoritarias con respecto a su tratamiento. La primera indica que la asimetría es una adaptación a los déficits neurológicos surgidos como consecuencia de un ictus y que aporta a los pacientes una función de la marcha, aunque ésta sea limitada. El segundo punto de vista, que es el expuesto en este trabajo, considera el cambio del patrón en la marcha una consecuencia de las deficiencias motoras generadas por un ictus por lo que la reducción de la asimetría representa una faceta importante de la rehabilitación.

La medida de la marcha posibilita la cuantificación de sus parámetros asociados por lo que es una herramienta muy útil a nivel clínico. La evolución de los métodos de medida se ha caracterizado por su aumento en términos de portabilidad y exactitud de las

medidas. En primer lugar, la reducida movilidad de los pacientes supone un problema en el traslado al laboratorio de biomecánica por lo que el uso de sistemas portables es de gran utilidad. En segundo lugar, la disminución del tamaño de los sistemas de medida ha reducido las interferencias provocadas por la marcha antinatural de los pacientes durante la medición recogiendo medidas más exactas. Estos motivos han aumentado el uso de la acelerometría para el análisis del movimiento humano en general [10] y la marcha en particular [11-13].

Además de repercutir en el paciente en términos de incapacidad funcional y de reducción en la calidad de vida, sufrir un ictus también afecta a la familia debido a la dependencia y la necesidad de cuidado que se genera y en el estado por el coste sanitario asociado. En general, impone un alto coste en atención sanitaria y social y en términos de pérdida de capacidad de producción de los pacientes y sus familiares [2]. El ictus supone entre el 7% y el 10% del gasto sanitario en España con un coste medio estimado de 4.000 € durante los tres primeros meses por cada ictus [1].

El gasto asociado y el cuidado requerido por los pacientes no ingresados son normalmente asumidos por la familia siendo más de la mitad dependiente para las actividades de la vida diaria. Según los datos aportados por un trabajo de la Universidad de Navarra, los costes medios del cuidado informal suponen unos 22.000 € al año. Para los pacientes con mayor dependencia, aquellos que necesitan ayuda para las actividades básicas, el coste medio es de unos 25.000 €/año, y para los que tienen una dependencia moderada de unos 10.500 €/año [2].

1.1. Objetivo del proyecto

Los objetivos principales del proyecto se enumeran a continuación:

- i. Desarrollar de un método de análisis de la simetría de la marcha en pacientes que han sufrido un ictus.
- ii. Determinar parámetros biomecánicos que permitan entender mejor los patrones de marcha de pacientes de neurorrehabilitación.
- iii. Desarrollar un algoritmo fiable para establecer las características principales de los patrones de marcha en pacientes que han sufrido un ictus, basado en el análisis de datos obtenidos con sensores inerciales.
- iv. Instrumentalizar tests funcionales usados en neurorrehabilitación y proporcionar un sistema de medida portable y que no requiera conocimientos tecnológicos específicos para ser utilizado.

1.2. Organización de la memoria

En el capítulo 2 se presenta el estado del arte de los métodos de medición de la marcha, se enumeran las técnicas más utilizadas con énfasis en los sensores inerciales utilizados en este proyecto en particular. El capítulo 3 explica el ciclo de la marcha y sus características tras un ictus. Además se exponen la velocidad y la simetría como métodos de estudio de la marcha enumerando las consecuencias de la marcha asimétrica y las

ecuaciones para cuantificarla. El capítulo 4 describe la solución adoptada tanto en la metodología como en el diseño. Asimismo, se exponen los parámetros de la marcha escogidos para el estudio. En el capítulo 5 se presentan los resultados y la discusión de los mismos. Finalmente, en el capítulo 6 se exponen las conclusiones y las líneas futuras.

2. Estado del arte de la metodología

2.1. Descripción de los métodos utilizados

2.1.1. Análisis observacional

Consiste en la observación clínica para evaluar el estado ambulatorio de los pacientes en rehabilitación [14]. El observador debe diferenciar características anormales en la marcha y en la simetría de la misma. Las principales limitaciones de este método que pueden generar errores en la medida son la inexperiencia y los errores derivados de la subjetividad del sistema visual humano. El observador debe diferenciar características anormales en la marcha y en la simetría de la misma. Las principales limitaciones de este método que pueden generar errores en la medida son la inexperiencia y los errores derivados de la subjetividad del sistema visual humano [15]. Por consiguiente, es un método no estandarizado ampliamente extendido debido a su simplicidad pero dependiente del error humano por lo que sus resultados no son fiables.

2.1.2. Video cámaras

El análisis de vídeo puede realizarse tanto empleando marcadores en el sujeto como prescindiendo de ellos [16]. Durante el estudio puede utilizarse una sola cámara dando lugar a un análisis en dos dimensiones o dos cámaras para lograr un análisis en tres dimensiones. La desventaja de un estudio en dos dimensiones es el error que puede producirse por el movimiento en planos no captados por la imagen [17]. Al introducir una segunda cámara se palía este efecto pero es necesario que ambas cámaras capten los puntos de estudio para la reconstrucción del movimiento [18, 19].

2.1.3. Electromiografía

La electromiografía consiste en la utilización de sensores para detectar y medir las pequeñas corrientes eléctricas que se producen durante la contracción de los músculos [17]. La colocación de los sensores puede ser cutánea o intramuscular siendo esta última opción más precisa [20]. Además de analizarse la señal de la intensidad captada es posible determinar qué músculos intervienen en el movimiento detectando presencia o ausencia de señal en los mismos.



Figura 1 Sensores para la electromiografía

2.1.4. Sistemas optoelectrónicos

Los sistemas optoelectrónicos captan señales luminosas de marcadores colocados en el cuerpo del sujeto a medir y las convierten en señales eléctricas [16]. A pesar de que se trata de un completo y minucioso método de análisis de la marcha, no resulta muy práctico en el ámbito del análisis clínico [21-23]. Al alto coste y complejidad del equipo hay que añadir el amplio espacio de trabajo necesario para mantener una línea de visión libre de obstáculos entre el sujeto y los sistemas de medida [24]. Además la complejidad y lentitud en la toma de datos suponen un obstáculo en la repetitividad de los resultados experimentales.

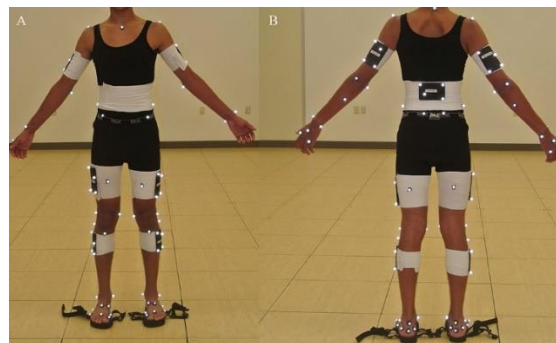


Figura 2 Sistema optoelectrónico

2.1.5. Plataformas de fuerza

Las plataformas de fuerza son instrumentos que miden la fuerza de reacción del suelo generada por un cuerpo situado encima. Esta fuerza es medida mediante transductores colocados en las esquinas de la plataforma que la convierten en una señal eléctrica pudiendo así calcular el centro de presión [18].

La mayor restricción de este sistema es el reducido espacio en el que el sujeto puede pisar por lo que el número de pasos consecutivos a medir es limitado, además esa restricción del espacio produce una marcha antinatural de los sujetos.

2.1.6. Tapices instrumentados

Como solución a la restricción del espacio en las plataformas de fuerza es posible unir varias para constituir una superficie enrollable llamada tapiz instrumentado. Las ventajas con respecto a los anteriores sistemas radican en la portabilidad y facilidad de manejo, además del ahorro en tiempo, debido a la automatización en el cálculo de los parámetros obtenidos. Sin embargo, presentan ciertas limitaciones, dado que sólo se obtiene información de la presión ejercida sobre los sensores, sin tener en cuenta la dirección ni las componentes del vector de fuerza.



Figura 3 Tapiz instrumentado

2.1.7. Zapatos instrumentalizados

Son zapatos que incorporan un sensor de fuerza y una unidad inercial en la punta del pie y un sensor de fuerza y una unidad inercial en el tacón [25] permitiendo así realizar un análisis tanto cinemático como cinético. Esta característica implica que se pueda realizar un análisis completo de la marcha. Además no restringen el número de pasos de la medida ni son excesivamente aparatosos para el paciente. Sin embargo, siguen siendo un sistema de elevado coste económico y relativamente complejo. Al mismo tiempo, y a pesar de haberse demostrado la utilidad de los zapatos para el estudio de ciertas patologías, la inclusión de los sistemas de medida en la suela del zapato introduce ciertas anomalías en la marcha natural del paciente que pueden sesgar los resultados.



Figura 4 Zapato instrumentalizado

2.1.8. Plantillas de fuerza

Las plantillas de fuerza, al igual de los zapatos instrumentalizados, permiten realizar un análisis completo de la marcha y no limitan el número de pasos de la medida. Una de las ventajas de su uso es que incluyen sensores colocados a lo largo de su extensión por lo que es posible determinar la presión ejercida en las diferentes zonas del pie.



Figura 5 Plantilla de fuerza [26]

2.2. Descripción de los sensores inerciales

Un sistema de referencia inercial es un sistema de referencia en el que las leyes del movimiento cumplen las leyes de Newton y, por tanto, la variación del momento lineal del sistema es igual a las fuerzas reales sobre el sistema. Un sensor inercial es aquel capaz de medir valores respecto a dichos marcos de referencia.

Una unidad inercial o IMU (Inertial Magnetic Unit) es un dispositivo que integra tres giróscopos y tres acelerómetros junto con un reloj que permite asignar tiempo tanto a los valores medidos por los sensores inerciales como a los valores obtenidos por mecanismos de calibración y debidos a posibles perturbaciones originadas por cambios de temperatura o a otros agentes externos. Este tipo de unidades implementan internamente tres ejes ortogonales sobre los cuales se montan los sensores de manera que a cada eje se le asigna un acelerómetro y un giróscopo. La información suministrada por una IMU es la aceleración lineal y la velocidad angular correspondientes a cada uno de los ejes del sistema con el correspondiente valor de tiempo común para estos seis valores. La frecuencia de salida de datos de una unidad inercial oscila, en función de las características de la IMU, entre 50 y 400 Hz.

2.2.1. Acelerómetros

Los acelerómetros son sensores inerciales que basan su funcionamiento en la ley Fundamental de la Dinámica o Segunda Ley de Newton. Proporcionan una medida de la segunda derivada de la posición. Esta medida se obtiene a partir de la fuerza de inercia que sufre una masa dispuesta convenientemente. Existen diversos tipos de acelerómetro dependiendo de la naturaleza del transistor:

- **Acelerómetros mecánicos:** Emplean una masa inerte y resortes elásticos. Los cambios se miden con galgas extensiométricas. Incluyendo sistemas de amortiguación que evitan la propia oscilación. También se emplean sistemas rotativos desequilibrados que originan movimientos oscilatorios cuando están sometidos a aceleración (servoacelerómetros) o detectan el desplazamiento de una masa inerte mediante cambios en la transferencia de calor (acelerómetros térmicos)

- **Acelerómetros capacitivos:** Modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a aceleración. El movimiento paralelo de una de las placas del condensador hace variar su capacidad. Los acelerómetros capacitivos basan su funcionamiento en la variación de la capacidad entre dos o más conductores entre los que se encuentra un dieléctrico, en respuesta a la variación de la aceleración.
- **Acelerómetros piezoeléctricos:** El dispositivo emplea una masa en contacto directo con un dispositivo piezoeléctrico (o cristal). Cuando un movimiento variable es aplicado al acelerómetro, el cristal experimenta una fuerza de excitación variable ($F=m \cdot a$) que ocasiona que una carga eléctrica q se desarrolle en él, así:

$$q=d_{ij} \cdot F=d_{ij} \cdot m \cdot a,$$

donde q es la carga y d_{ij} es el coeficiente piezoeléctrico del material.

- **Acelerómetros piezorresistivos:** Este tipo de acelerómetros es esencialmente una galga extensiométrica de alta precisión, donde una deformación física del material cambia el valor de las resistencias del puente. Si un conductor es comprimido, su resistencia se altera debido a cambios dimensionales y de sus propiedades piezorresistivas. Esto indica que la resistividad del conductor depende de la presión mecánica a la que es sometido.
- **Acelerómetros micromecánicos (MEMS):** La micromecanización es la tecnología que permite integrar sobre un mismo sustrato de silicio tanto la parte electrónica como los sensores, actuadores y también diversos elementos mecánicos.

2.2.2. Giróscopos

Los giróscopos miden como de rápido gira un objeto sobre sí mismo, es decir, la velocidad angular de rotación. Existen diversos tipos de giróscopos, cada uno de los cuales está regido por principios físicos diferentes.

- **Giróscopos mecánicos:** Los giróscopos mecánicos están constituidos por un volante o masa, distribuida en la periferia, que gira lo suficientemente rápido alrededor de un eje.
- **Giróscopos ópticos:** Se rigen por el efecto Sagnac el cual se basa en la diferencia de camino recorrido por dos haces luminosos dentro de una fibra óptica. A partir de la medida de diferencia de fase, los sensores ópticos obtienen la velocidad de rotación.
- **Giróscopos electrónicos:** Este tipo de giróscopos aplican el efecto de la aceleración de Coriolis, que depende de la velocidad de giro. La fuerza de

Coriolis es una fuerza ficticia o aparente que sirve para explicar el movimiento anómalo que describe un objeto que se mueve dentro de un sistema de referencia en rotación. Si la velocidad angular de rotación se incrementa, la aceleración de Coriolis aumenta, esto hace que se produzca un mayor desplazamiento de la masa. Este tipo de sensores son los que más se están usando en la industria debido a su pequeño consumo de potencia y su pequeño tamaño.

Gracias a la micromecanización se dispone de microsensores o sensores miniaturizados, frecuentemente fabricados en tecnologías estándar de integración de circuitos (o bien en versiones ligeramente modificadas de estas tecnologías), que integran acelerómetros y giróscopos.

2.3. Beneficios del uso de sensores inerciales

Las ventajas del uso de sensores inerciales pueden clasificarse en las que repercuten a los sujetos del estudio y las asociadas a los realizadores del estudio. La calibración de los sensores dura unos pocos segundos por lo que los sujetos del estudio no son sometidos a largos tiempos de espera, cuestión especialmente sensible en los estudios post-ictus en los que es posible que los pacientes no puedan permanecer erguidos mucho tiempo. Por otro lado la marcha puede verse afectada por el cansancio de los sujetos tras tiempos elevados de calibración y, en otros casos, por la incomodidad provocada en los pacientes por algunos sistemas de medida mientras que los sensores inerciales son pequeños, ligeros e inalámbricos.

Uno de los beneficios aportados a los realizadores del estudio y al estudio en sí es la sencillez del sistema, mediante una conexión inalámbrica gran cantidad de datos son enviados del sensor a un dispositivo externo como un ordenador para su posterior análisis. Además su peso y tamaño facilitan su movilidad por lo que es posible llevar el sensor al paciente en lugar del paciente al recinto experimental. Por último, el coste de los sensores inerciales es menor que el coste de gran parte de los métodos mencionados anteriormente.

3. Características de la marcha

La marcha se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante. Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor o el impulso se sitúan a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior [27].

Pese al carácter individual del proceso, las semejanzas en distintos sujetos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha la humana normal que varía con

diferentes circunstancias como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas [27].

3.1. Ciclo de la marcha

El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Puede dividirse en dos fases: la de apoyo, en la que el pie de referencia está en contacto con el suelo y representa un 60% del ciclo; y la de balanceo, en la que está suspendido en el aire y supone el 40% restante.

Tal y como explica Perry [28], estas dos fases pueden dividirse en subfases para facilitar el estudio del movimiento. La fase de apoyo puede dividirse en cuatro subfases y la de balanceo en tres.

La Figura 5 ilustra los periodos y las fases del ciclo de la marcha que se explican a continuación.

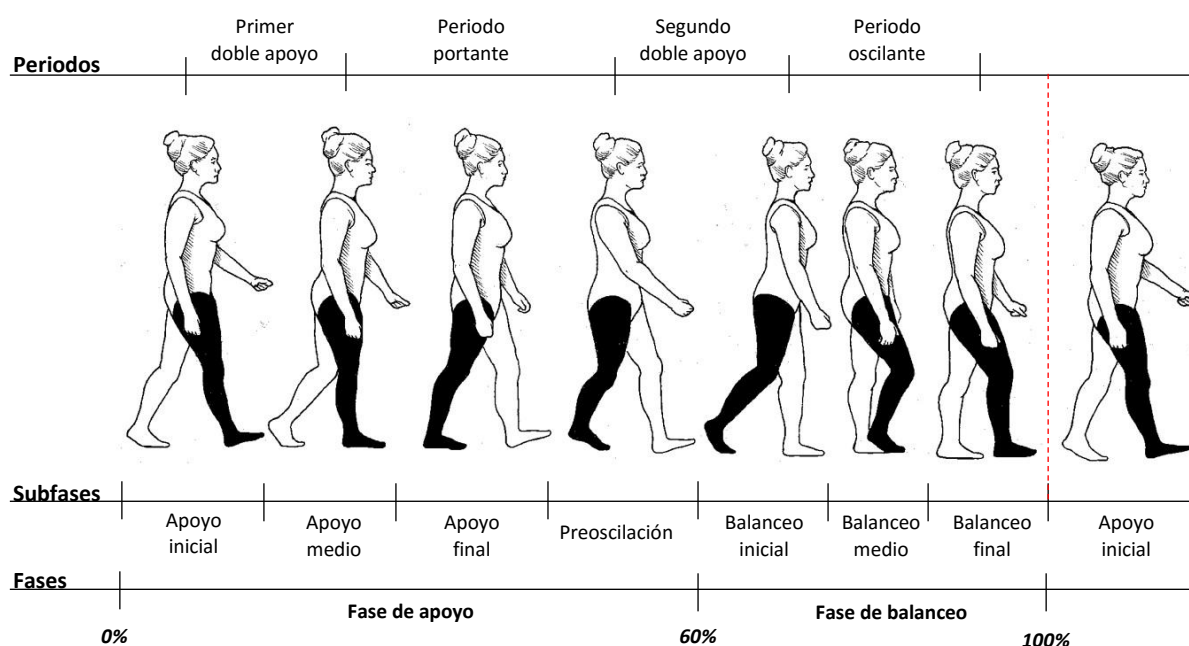


Figura 6 Ciclo de la marcha

La fase de apoyo inicial empieza con el contacto del talón de la pierna de referencia con el suelo y finaliza al apoyar también el antepié. Desde ese momento hasta que el talón empieza a elevarse se considera la fase de apoyo medio. Después se inicia la fase de apoyo final que termina cuando el antepié de la pierna de referencia empieza a elevarse y finalmente la fase de preoscilación que finaliza al despegar también los dedos. Una vez finalizada la fase de apoyo comienza la de balanceo inicial que llega a término cuando los dedos de la pierna de referencia toman contacto con el suelo. Tras ella se inicia la fase de balanceo medio que finaliza al apoyar el antepié y por último la fase de balanceo final que termina con el apoyo completo del pie de referencia.

Además, según el apoyo del pie de referencia el ciclo de la marcha puede dividirse en cuatro periodos:

1. Primer periodo de doble apoyo

Comienza cuando el pie tomado como referencia toma contacto con el suelo por el talón, frenando la aceleración del cuerpo hacia delante y culmina con el despegue del miembro contralateral.

2. Primer apoyo unipodal o periodo portante

El peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando.

3. Segundo doble apoyo

El peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando.

4. Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante

El pie que en el tiempo anterior sólo se apoyaba por el antepié en el suelo, ha despegado e inicia su periodo oscilante.

3.2. Características de la marcha post-ictus

En general, la marcha post-ictus se caracteriza por la reducción de la velocidad, la cadencia, la longitud de zancada y las excursiones angulares de las articulaciones; la asimetría temporal, espacial, cinemática y cinética; y el aumento del coste energético asociado.

La rehabilitación física tras un ictus se centra en la recuperación de la función motora con especial atención en la marcha debido a la extensión de dicha limitación entre los pacientes. Estas limitaciones de la marcha post-ictus pueden clasificarse en características espacio-temporales, cinemáticas, cinéticas y de simetría.

En primer lugar, las características espacio-temporales más significativas son la reducción de la cadencia, la longitud de la zancada y la velocidad [29], siendo esta última la desviación más documentada y estudiada a nivel clínico y de investigación [30].

En cuanto a las características cinemáticas, miden la posición, la velocidad y la aceleración linear y angular de determinadas zonas del cuerpo siendo interesante medir las articulaciones para conocer la excursión angular. Según Burdett y Borello las diferencias cinéticas más evidentes entre los enfermos de ictus son la flexión anormal de la cadera y las rodillas y el tiempo de contacto durante la flexión plantar [31].

Las variables cinéticas más destacadas son los momentos de las articulaciones, las fuerzas de reacción contra el suelo, la energía mecánica y la potencia articular. Estas variables son las que determinan las características espacio-temporales y cinemáticas por lo que la información que aportan es especialmente útil para comprender la marcha post-ictus pero es difícil encontrar estudios que aporten el análisis cinético de un segmento corporal completo [29].

Por último, la marcha de una persona sana es simétrica en los parámetros espacio-temporales y en las variables cinemáticas y cinéticas por lo que es interesante evaluar la asimetría presentada por pacientes post-ictus. La asimetría temporal de la marcha post-ictus se describe con una fase de oscilación más prolongada en la pierna parética y/o una fase de apoyo mayor del miembro no parético. Sin embargo, la asimetría espacial presenta mayor variabilidad entre sujetos, mientras que algunos presentan una longitud de paso mayor en la pierna parética otros la presentan en la pierna no parética [30].

3.3. Velocidad de la marcha

La correlación de la velocidad de la marcha con parámetros generales como la independencia de la marcha y medidas cuantitativas como el número de pasos por día indica que puede estar limitada por el equilibrio y la recuperación motora de los pacientes [30].

Por otra parte, la fuerza ejercida por la extremidad parética y la no-parética también ha sido relacionada con la velocidad de la marcha en numerosos estudios. Aunque la utilización de diversos métodos en los estudios y los diferentes rangos de edad de los participantes en los mismos dificultan la interpretación de las conclusiones [32] sí puede afirmarse que la influencia de la fuerza en la velocidad de la marcha aumenta con la edad [30].

Asimismo la velocidad de la marcha se asocia a parámetros espacio-temporales incluyendo la cadencia, la longitud de zancada, la fase de apoyo en ambas piernas y el período de zancada [5]. Por ejemplo, Roth y coautores [33] hallaron que la velocidad presenta una correlación mayor con parámetros del miembro no-parético debido a la adaptación de esta extremidad a los cambios motores del miembro parético.

Por lo tanto, la velocidad de la marcha se ve reducida en pacientes tras un ictus debido a varios factores entre los que se encuentran la recuperación motora, los trastornos de equilibrio y la disminución de la fuerza.

3.4. Simetría de la marcha

La simetría en pacientes post-ictus ha sido menos estudiada que la velocidad de la marcha. Sin embargo, estudios recientes indican que el nivel de asimetría medido en diferentes parámetros de la marcha podría ser más relevante que la velocidad de la marcha para comprender el nivel de discapacidad de la pierna afectada y el mecanismo compensatorio que realizan los pacientes [8, 9].

La simetría es una relación que indica la diferencia en el movimiento de una pierna con respecto a la otra por lo que puede estudiarse para diferentes parámetros. Estos parámetros pueden ser espacio-temporales, cinemáticos o cinéticos siendo los primeros los más utilizados. Parámetros como el tiempo de balanceo, el tiempo de apoyo y la

relación entre ambos son los más comunes para el cálculo de la simetría temporal mientras que la simetría espacial se determina mediante la longitud de paso [30].

3.4.1. Consecuencias de la marcha asimétrica

Según K. Patterson las consecuencias de la marcha asimétrica a largo plazo más significativas son: la ineficiencia en la marcha; el daño esquelético-muscular acumulativo en la pierna no-parética; la pérdida de masa ósea en la cabeza del fémur del miembro parético; y el aumento del sedentarismo debido a las consecuencias ya mencionadas [30].

Generalmente, los centros de masa y presión de los pacientes hemiparéticos se encuentran desplazados hacia la extremidad no afectada [34-36] por lo que el cambio de peso de una pierna a la otra implica mayor coste metabólico que en un sujeto sano [37] haciendo la marcha ineficiente.

Además, el desplazamiento de los centros de masa y presión y la asimetría en las fases de apoyo y balanceo de los pacientes hemiparéticos provocan que la pierna sana sufra más peso y desgaste que causan dolor en la extremidad. Por ejemplo, un estudio de Jorgensen y coautores [38] refleja el daño sufrido por la pierna parética ya que la asimetría del peso en la marcha provoca pérdida de masa ósea en la misma.

Estos motivos mencionados generan la disminución de la actividad de los pacientes post-ictus provocando un estilo de vida sedentario y las consecuencias negativas del mismo.

3.4.2. Ecuaciones de medida de la simetría

La forma más simple de cuantificar la simetría es medir la diferencia entre el lado parético y el no-parético. Este análisis se realiza mediante la inserción de diferentes parámetros espacio-temporales en cuatro ecuaciones diferentes [39].

3.4.2.1. Relación de simetría (NP/P o P/NP)

Representa un valor sobre el otro por lo que la simetría perfecta se representa mediante un valor de 1. Es un método fácil de interpretar pero es necesario tener en cuenta los límites de esta ecuación. En primer lugar, el ratio de simetría puede no seguir una distribución normal ya que puede tener un valor mayor del real cuando el denominador es pequeño [40, 41]. En segundo lugar, la media de varios valores de simetría no puede superar la unidad por lo que K. K. Patterson [30] recomienda utilizar el mayor valor en el numerador y expresar la dirección de la asimetría mediante una convención de signos.

3.4.2.2. Índice de simetría (SI)

El índice de simetría normaliza el valor de un lado o la diferencia entre los lados a un valor de referencia en el denominador.

$$SI_{NP} = \frac{NP-P}{NP} \cdot 100 \quad SI_P = \frac{NP-P}{P} \cdot 100$$

$$SI_{mayor} = \frac{NP - P}{\max(NP, P)} \cdot 100$$

$$SI_{media} = \frac{NP - P}{0.5(NP + P)} \cdot 100$$

$$SI_{sum} = \frac{NP-P}{NP+P} \cdot 100 \quad SI_{sum} = \frac{NP}{NP+P} \cdot 100$$

La simetría perfecta se representa con el valor 0% en todas las ecuaciones a excepción de la segunda expresión de SI_{sum} en la que se representa por un 50%. La marcha de un sujeto sano se considera simétrica [42] sin embargo, hay estudios que sugieren una pequeña asimetría en la marcha variable para cada parámetro por lo que no es posible establecer un único valor [43, 44]. Al igual que en caso anterior en los casos en los que el denominador es igual al valor parético o al no parético se recomienda utilizar el mayor valor en numerador.

3.4.2.3. Asimetría de la marcha (GA)

Para evitar el primer problema mencionado en la relación de simetría puede aplicarse una escala logarítmica para poder comparar parámetros grandes y pequeños.

$$GA = \left| 100 \cdot \left(\ln \frac{P}{NP} \right) \right|$$

3.4.2.4. Ángulo de simetría (SA)

A diferencia de los métodos anteriores este no requiere de un valor de referencia.

$$SA = \frac{45^\circ - \arctan\left(\frac{P}{NP}\right)}{90} \cdot 100$$

Según Zifchock [41] el resultado está altamente relacionado con el SI_{media} para la fuerza y las variables cinéticas y estructurales pero es menor ($r \leq 0.63$) para la velocidad angular. Esta disminución es debida al incremento de algunos parámetros del SI_{media} por ser algunos valores positivos en un lado y negativos en el otro. Los autores proponen corregir este comportamiento eliminando dichos parámetros del estudio de manera que el ángulo de simetría es apropiado para expresar la asimetría de los datos cinemáticos durante la marcha porque elimina el incremento artificial de algunas variables.

4. Descripción de la solución

4.1. Metodología

4.1.1. Participantes

Se miden 10 pacientes ambulatorios para el estudio con el criterio de inclusión de que hayan sufrido un accidente cerebro vascular que les haya provocado una hemiparesis.

Cada paciente o su tutor legal fue informado del procedimiento y accedió al mismo firmando un consentimiento escrito aprobado por el comité de bioética de la UPNA que guardaron los médicos colaboradores del estudio.

4.1.2. Medida de la marcha

El experimento se realizó en el gimnasio de neurología de la clínica Ubarmin con ayuda de dos residentes del Servicio de Rehabilitación del Complejo Hospitalario de Navarra y en presencia de los fisioterapeutas de los pacientes.

Se realizaron dos pruebas físicas diferentes: el test de marcha en 10 metros (10MWT) y el test de sentarse y levantarse. Las limitaciones físicas de algunos pacientes impidieron que realizasen ambas pruebas siendo el test de sentarse y levantarse el que más esfuerzo y coordinación requirió. Cada una de las pruebas se realizó dos veces para descartar posibles medidas erróneas y corregir los errores promediando los datos.

En primer lugar, para el 10MWT [45] se solicitó a los pacientes que anduviesen en línea recta a una velocidad en la que estuviesen cómodos y calzando sus propios zapatos. Las medidas se realizaron en un tramo de 14 metros en el que se marcaron el inicio y el fin y se utilizaron los dos primeros y los dos últimos metros como fases de aceleración y deceleración.

Por último, el test de levantarse y sentarse consistió en medir el movimiento de los pacientes mientras se levantaban y volvían a sentarse de una silla a lo largo de 30 segundos.

4.1.3. Instrumentación y adquisición de datos

Durante las pruebas físicas se utilizaron sensores inerciales colocados en el centro de masas del paciente cuya posición es considerada entre las crestas ilíacas a la altura de la L3-L4 [10, 46, 47]. Antes del inicio de cada prueba se procede al reseteo de la unidad inercial a fin de definir el sistema de referencia global respecto al cual se representará la señal. La salida del sensor, consta así de tres componentes correspondientes a los tres ejes del nuevo sistema de referencia x, y, z, a las que se les denominará de ahora en adelante, dirección Medio-Lateral (ML), Antero-Posterior (AP) y Vertical (VT), respectivamente y que se muestran en la Figura 7.

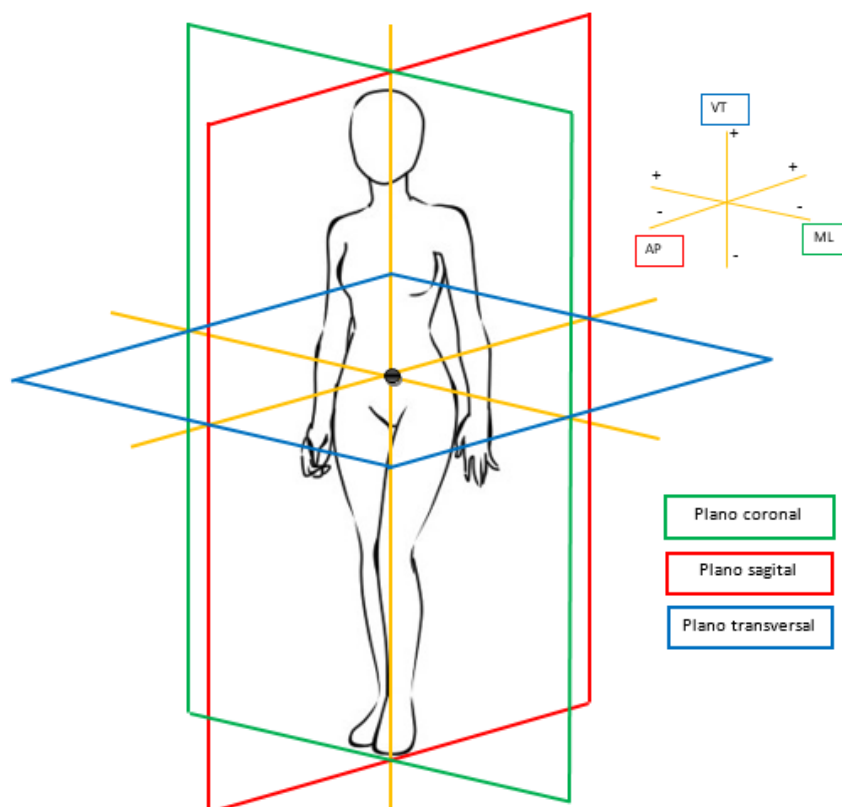


Figura 7 Planos corporales

Los datos obtenidos por el sensor, a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, se transmiten en tiempo real a un ordenador mediante conexión inalámbrica Bluetooth, donde se almacenan las señales de cada prueba. Para la adquisición de datos se hizo uso del software Tsys desarrollado en la UPNA.

4.2. Diseño

4.2.1. Estructura de los datos entregados por el sensor

Los acelerómetros del sensor proporcionan los datos de aceleración a través de los cuales se determina la aceleración modificada, es decir los valores de aceleración que resultan de eliminar la componente gravitatoria. Los giróscopos miden la velocidad angular a partir de los cuales se determinan la orientación (ángulos de Euler o cuaterniones) y, por último, los magnetómetros indican el campo magnético.

El sensor mide los parámetros anteriores según un sistema de referencia inercial y uno no inercial, llamado sistema de referencia global. Estos dos sistemas no son coincidentes, pero se puede hallar la relación entre ellos ya que cualquier movimiento es una traslación, un giro o composición de ambos.

Traslación

El movimiento de traslación del sistema no inercial respecto al inercial representa la variación lineal de los ejes no inerciales y permite medir la aceleración lineal.

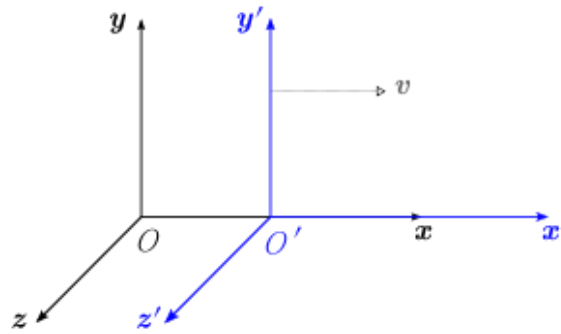


Figura 8 Traslación del sistema de referencia no inercial

A fin de obtener únicamente la señal de la aceleración dinámica del sujeto, se elimina la componente gravitatoria. Una vez reseteado el dispositivo, éste, orienta sus ejes de medida definiendo el nuevo eje vertical (Z) del nuevo sistema de referencia, paralelo a la dirección del campo gravitatorio terrestre. Siendo esto así, la componente gravitatoria apenas tiene influencia en las aceleraciones AP y ML que quedan en el plano horizontal. Para la componente VT, sin embargo, asumiendo que el balanceo propio de la marcha en todo momento es inferior a dos grados respecto a la vertical y que la influencia de la gravedad es proporcional al coseno de éste ($\cos 2 \approx 0.99$), se toma la contribución gravitatoria como constante durante toda la prueba, [48] y se resta ese valor a toda la señal. Para ello, se estima la constante gravitatoria como la media del valor de señal de un periodo de diez dejando el sensor en reposo, así la única aceleración medida es la gravitatoria.

Rotación

Según el teorema de rotación de Euler, la orientación puede determinarse mediante los ángulos de Euler. Estos ángulos constituyen un conjunto de tres coordenadas angulares (ϕ , θ , ψ), también llamadas yaw, roll y pitch, que están asociadas a las rotaciones a través de los ejes Z, X e Y respectivamente según la convención zxy. La Figura 9 ilustra el movimiento de rotación y los rangos de los ángulos ϕ , θ y ψ .

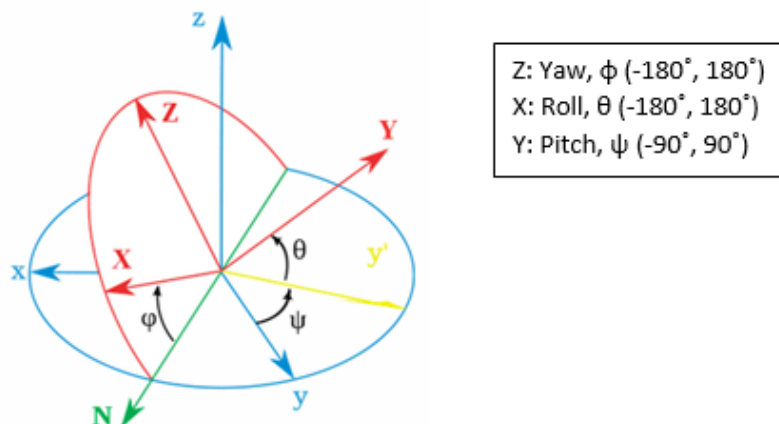


Figura 9 Rotación del sistema de referencia no inercial

4.2.2. Tratamiento de los datos

Una vez recogidas las señales se procesan para determinar el valor de los parámetros de interés siguiendo los pasos que se describen en la Figura 10.

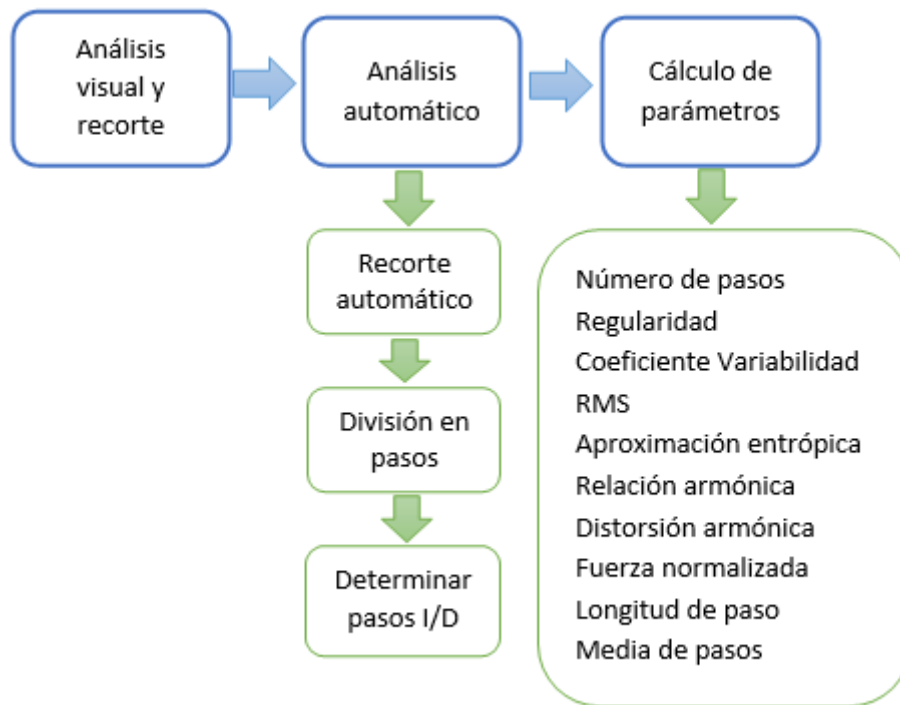


Figura 10 Metodología

Análisis visual y recorte manual

Uno de los objetivos de este proyecto es desarrollar un código que permita dividir de forma automática los pasos en el test de marcha y obtener parámetros de asimetría. Como paso previo se realiza un análisis visual de las señales adquiridas. Así se verifica que la forma de onda de las señales se corresponde con la esperada y en caso de existir irregularidades en la señal como paradas o giros del paciente se recorta la señal de forma manual.

Por otra parte, el análisis visual permite establecer qué señal es la más apropiada para determinar los puntos de corte y así distinguir los diferentes pasos. En el caso de la marcha post-ictus se ha escogido la aceleración en el eje AP que representa la variación de velocidad al dar un paso. Si bien la orientación AP parece una buena opción en caso de que el paciente no realice la prueba en línea recta la media de la señal varía con el tiempo haciendo difícil la localización de los picos. La Figura 11 muestra las señales de

aceleración y orientación en los tres ejes, se marca en rojo la aceleración AP, escogida para determinar los puntos de corte.

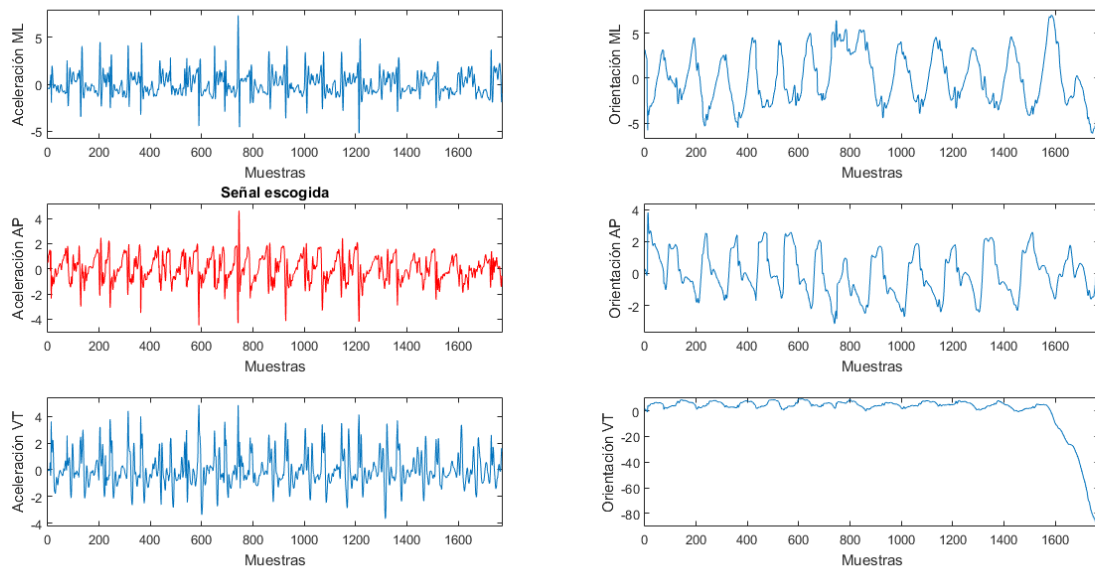


Figura 11 Señales de aceleración y orientación

Análisis automático

El análisis automático se realiza en tres fases principales: el recorte automático, la división de la señal en pasos y la separación de la señal en pasos dados con la pierna izquierda y la pierna derecha. En el diagrama de la Figura 12 se indica los parámetros de entrada y salida de cada fase:

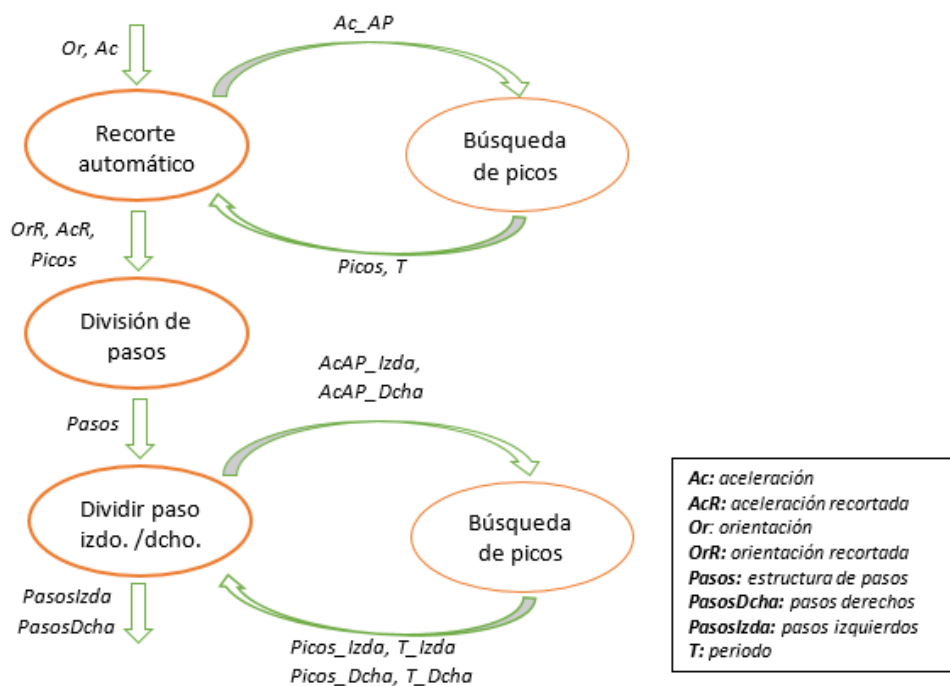


Figura 12 Diagrama del análisis automático

○ Búsqueda de picos

Es una función que determina la posición de los picos de una señal y el número de muestras entre dos picos consecutivos. En primer lugar se realiza una descomposición wavelet de Daubechies de tres niveles con el objetivo de suavizar la señal de orientación y poder determinar adecuadamente los máximos y mínimos de la señal. La Figura 13 muestra la forma de onda de la descomposición de una señal, en ella se aprecia el filtrado de altas frecuencias.

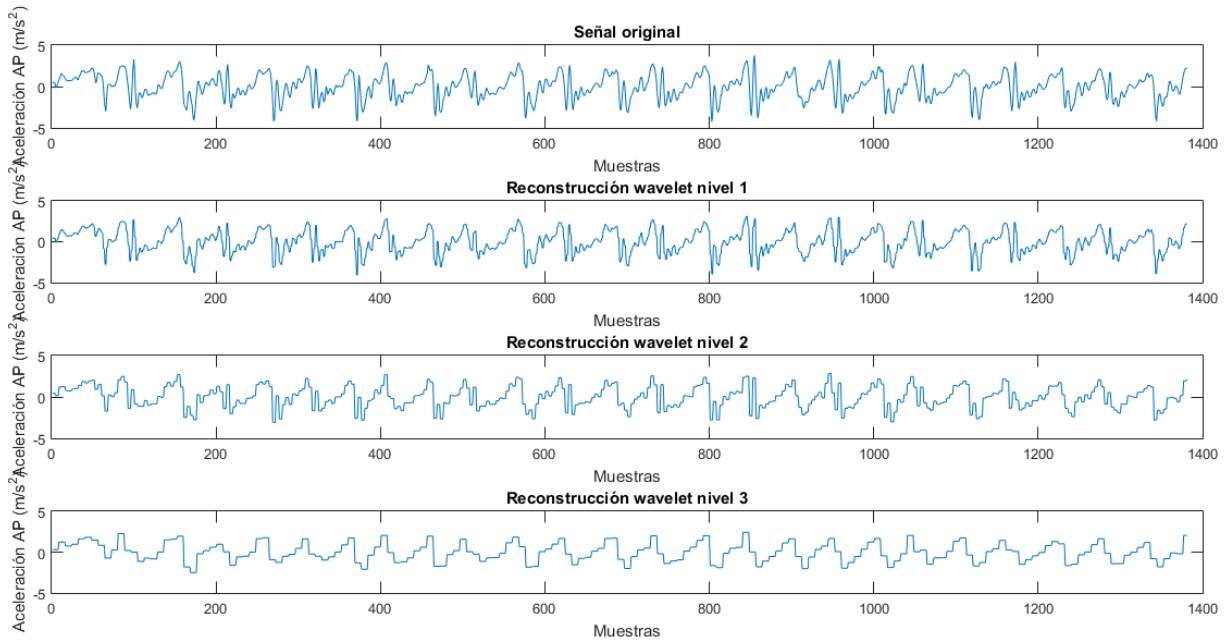


Figura 13 Reconstrucción wavelet

Después se buscan los máximos de la autocorrelación de la señal suavizada ya que se identifica más fácilmente. La autocorrelación de una señal es una colección de coeficientes de correlación “A” obtenidos mediante la suma de productos de la señal con la propia señal desplazada “m” muestras. Matemáticamente se define como:

$$A = \sum_{i=1}^{N-|m|} x_i \cdot x_{i+1}$$

Si la señal para la que se calcula la autocorrelación es periódica, ésta también lo es ya que la señal original coincide con la señal desplazada un número entero de veces el periodo. De esta forma la autocorrelación de una señal periódica presenta máximos equiespaciados un periodo.

A fin de evitar un sesgo en el resultado debido al menor número de sumandos para coeficientes con desplazamientos de “m” mayores se normaliza el cálculo de cada coeficiente A por el tamaño de la ventana de desplazamiento $N-|m|$.

$$A = \frac{1}{N - |m|} \sum_{i=1}^{N-|m|} x_i \cdot x_{i+1}$$

Finalmente se normaliza la señal al máximo y se buscan los dos primeros máximos para determinar el periodo estimado. Una vez estimada la posición de los máximos, se establece un margen alrededor y se calcula la posición exacta de los mismos en la señal.

La Figura 14 muestra la estimación del periodo de una señal de aceleración AP mediante su autocorrelación y la detección de picos para su división en pasos a partir de esa estimación.

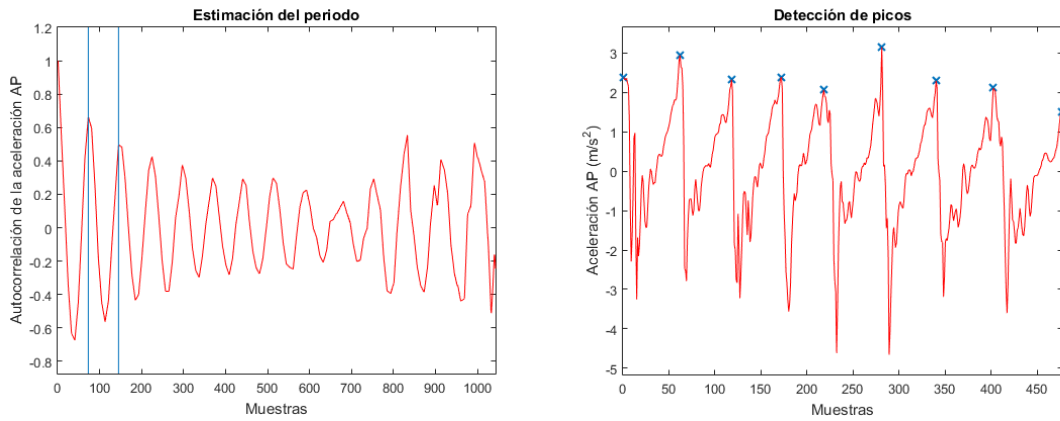


Figura 14 Periodo estimado en la autocorrelación y picos detectados en la aceleración AP

○ Recorte automático

A fin de analizar solamente las muestras correspondientes al movimiento con velocidad constante del sujeto se recorta el principio y el final de la señal. Para delimitar esas muestras se buscan el primer y el último picos significativos que indican los pasos del paciente.

Una vez detectados los picos mediante la función *búsqueda de picos* es necesario determinar cuáles de esos picos se corresponden con pasos. Esta clasificación se realiza fijando dos umbrales basados en la altura media de los picos detectados. El umbral menor equivale al límite a partir del cual un máximo se considera un paso. Por otra parte, el umbral mayor se fija para aquellos casos en los que dos máximos consecutivos tienen una amplitud pequeña con respecto a los demás indicando la deceleración del paciente. Mediante estos dos umbrales se detecta el inicio y el fin de la señal que interesa analizar ya que corresponde con la marcha constante del paciente. Una vez detectados el inicio y el final se recorta para su posterior división en pasos.

En la Figura 15 puede observarse el recorte automático de la señal, en verde se muestra el umbral a partir del cual un máximo se considera un cambio de paso y en rojo el umbral para la detección del fin de la marcha regular. Asimismo, se muestran los picos detectados marcados con cruces y el inicio y el fin de la marcha regular de la señal mediante las circunferencias cian y magenta que rodean dos de los picos.

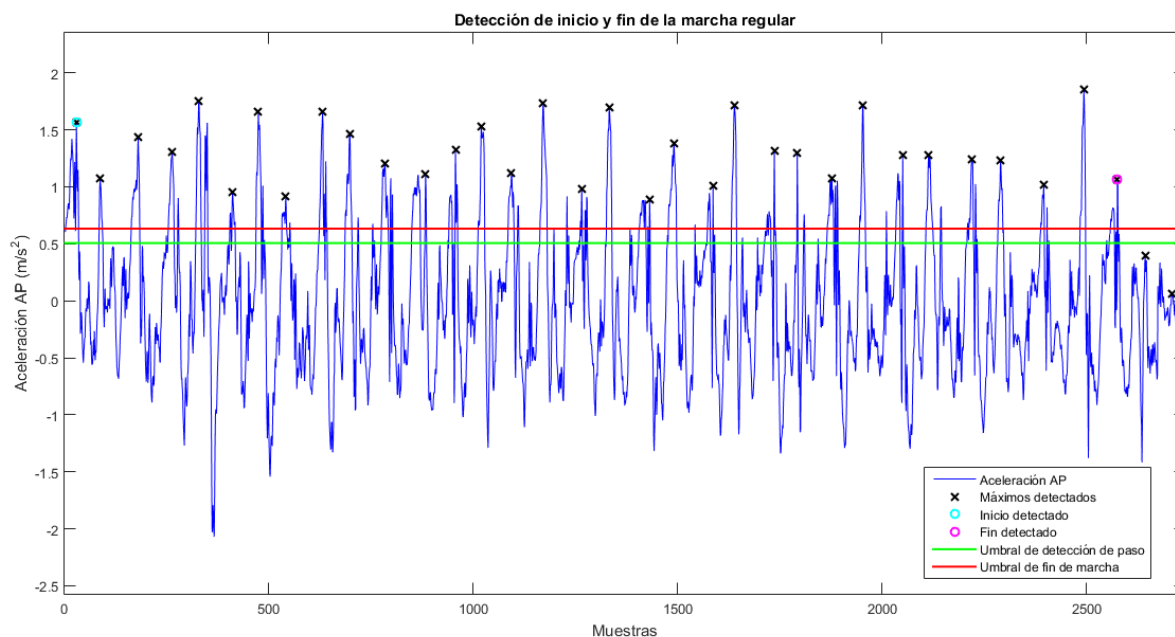


Figura 15 Detección de la marcha regular

○ División de pasos

Para realizar el análisis de parámetros relativos a cada paso se crea una estructura en la que se almacenan las muestras correspondientes a cada paso por separado. La división se realiza cortando la señal en los máximos detectados en la aceleración AP y guardando las muestras relativas a la aceleración y la orientación en los tres ejes.

La Figura 16 muestra la detección de picos de una señal con la separación realizada para la división de los pasos.

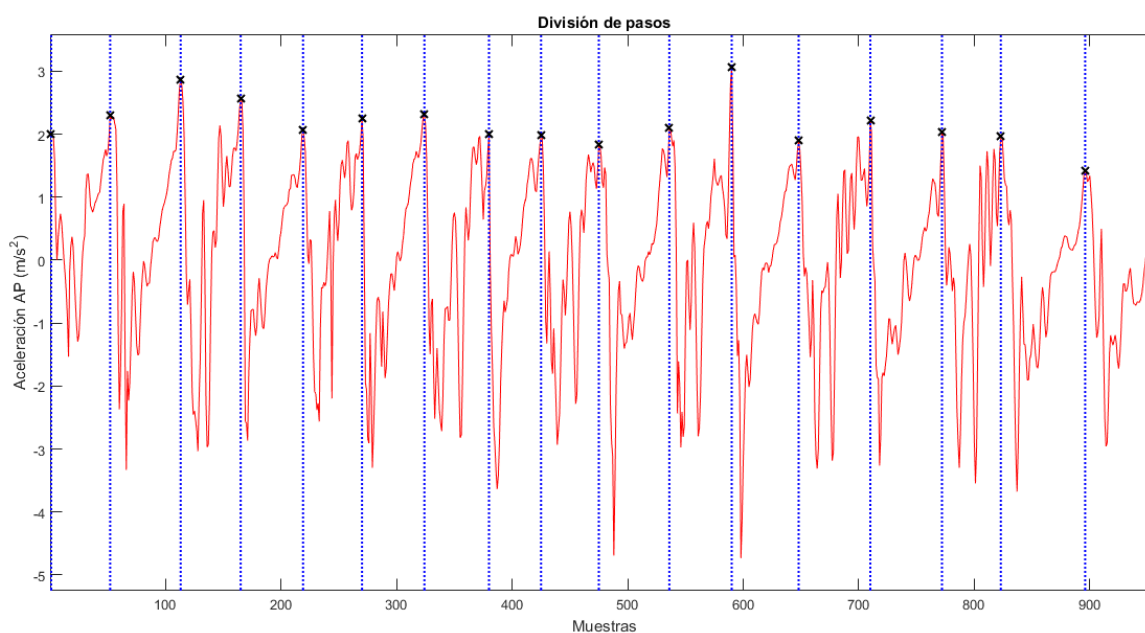


Figura 16 División de pasos

○ Determinar pasos izquierdos y derechos

Ya que la finalidad principal del proyecto es determinar la asimetría es necesario determinar qué pasos se corresponden con cada pierna para analizarlos por separado. En primer lugar, se determina la pierna con la cual se ha dado el primer paso. Para ello se analiza el signo del promedio de muestras del primer paso de la señal de aceleración AP. Si el signo es negativo el primer paso es con el pie derecho, en caso contrario, con el izquierdo.

En la Figura 17 se presenta las señales resultantes de dividir la aceleración ML en los pasos correspondientes a cada pierna. Se observa que ambas piernas presentan un patrón simétrico pero la señal correspondiente a la pierna izquierda es menos uniforme indicando que es la pierna afectada.

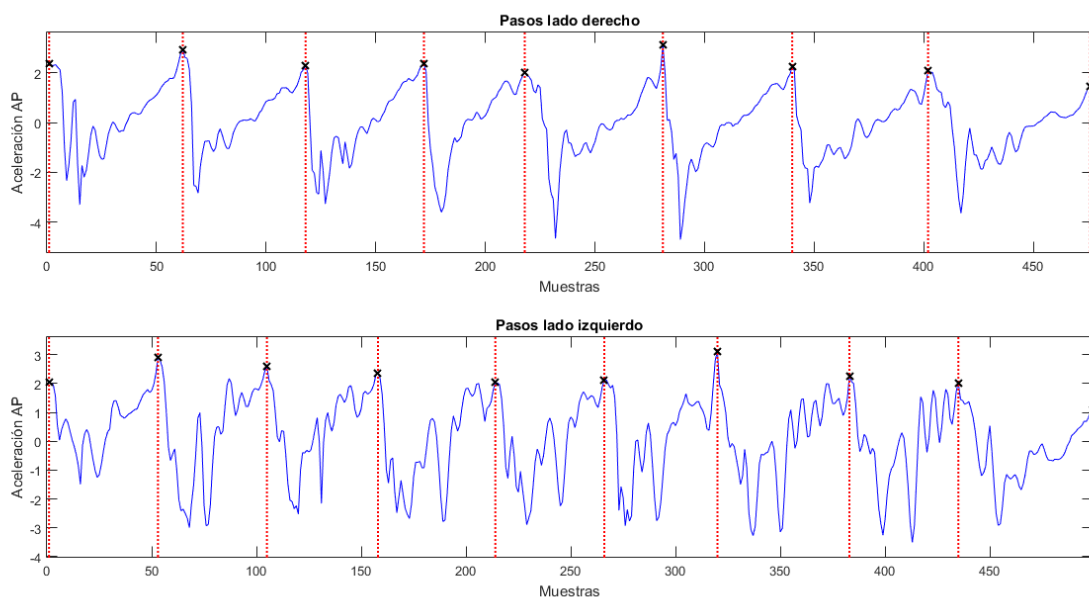


Figura 17 Pasos izquierdos y derechos

4.3. Parámetros de la marcha

Tras una exhaustiva revisión de la literatura, se ha optado por la siguiente colección de parámetros, teniendo en cuenta la sencillez y rapidez en el cómputo de los mismos, de cara a posibles aplicaciones en el diagnóstico en tiempo real.

Regularidad de paso y regularidad de zancada

La señal de la marcha se repite dando lugar a un patrón en el que cada zancada representa una forma de onda similar sin llegar a ser igual por lo que se considera que la marcha es una señal pseudoperiódica. Esta periodicidad indica que la autocorrelación de la señal dará lugar a un máximo absoluto cuando el desplazamiento sea nulo ($m=0$) y máximos relativos equiespaciados el cuasi-periodo de la señal de marcha. Por tanto, el mayor o menor grado de prominencia de estos picos se considera como una medida de la exactitud en el periodo de la marcha, es decir, de su regularidad.

Por consiguiente, el primer máximo después del central corresponde a un desplazamiento igual al periodo de paso y su amplitud ($Ad1$) muestra la regularidad de este. De manera análoga se define la regularidad de zancada ($Ad2$) como la amplitud del máximo correspondiente al desplazamiento igual al doble del periodo de paso. Ambos parámetros se representan en el rango de valores entre 0 y 1, donde la unidad equivale a una marcha perfectamente regular y valores cercanos al mínimo corresponden a una marcha irregular. La Figura 18 señala la regularidad de paso ($Ad1$) y de zancada ($Ad2$) detectadas en una señal de autocorrelación.

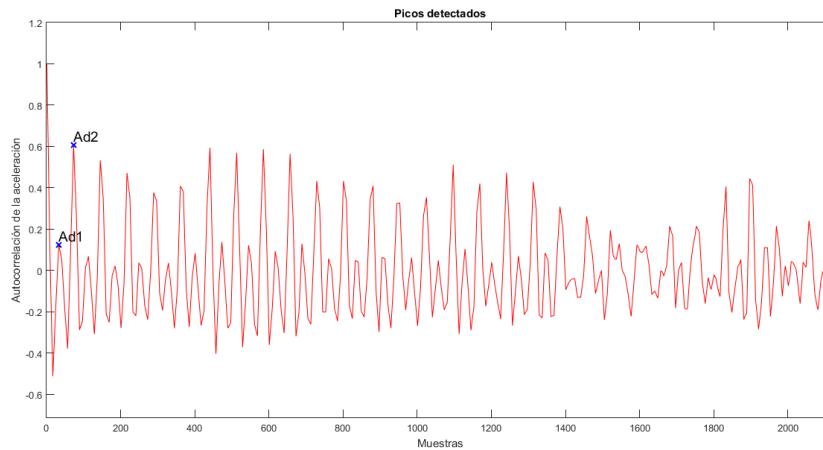


Figura 18 Regularidad de paso y de zancada

Fuerza normalizada

Los máximos en la aceleración VT representan el momento en el que el pie entra en contacto con el suelo por lo que es posible determinar una magnitud proporcional a la fuerza que se ejerce en cada paso. Al no conocer la masa, para cada paciente se normaliza la aceleración de cada paso a la aceleración máxima obteniendo la fuerza normalizada. La Figura 19 muestra la señal de aceleración VT y la fuerza normalizada, en azul los pasos izquierdos y en verde los derechos, y se observa que la fuerza ejercida por la extremidad no afectada es menor.

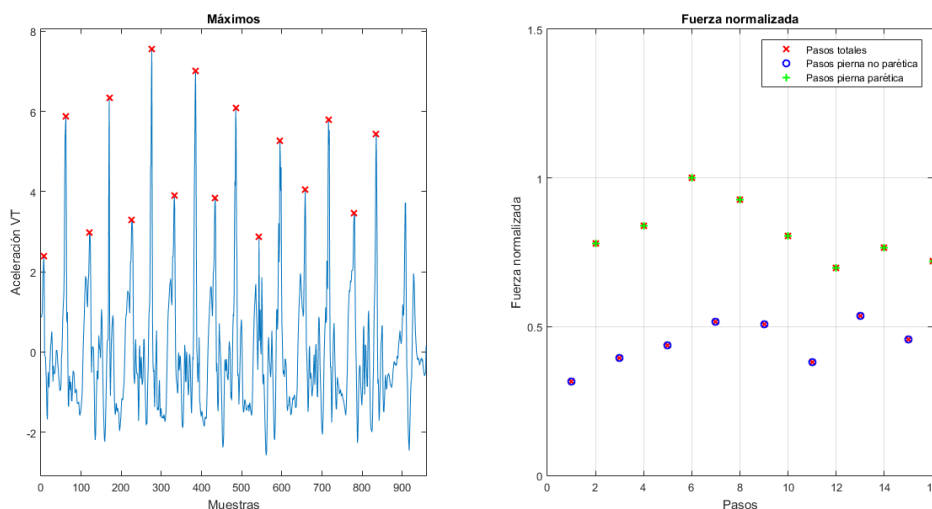


Figura 19 Fuerza normalizada

Tiempo de paso

El tiempo de paso indica el tiempo transcurrido desde que un pie despega hasta que entra en contacto con el suelo de nuevo. Si bien algunos de los casos muestran un patrón en el cual se distingue mayor longitud de paso en la pierna sana que en la pierna afectada en la mayoría de los casos el patrón muestra una gran dispersión indicando un alto grado de irregularidad en la marcha.

En la Figura 20 se aprecia que el tiempo de paso para algunos casos el mayor para una de las extremidades pero muy irregular en otros.

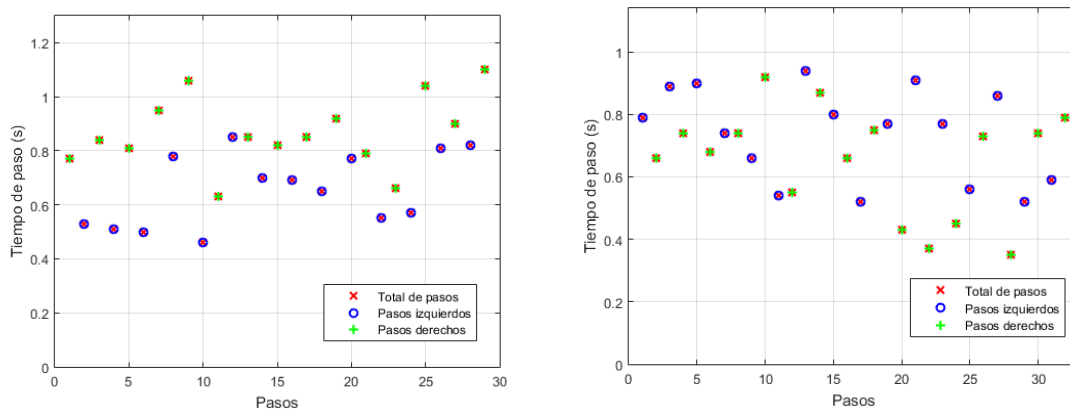


Figura 20 Tiempo de paso

Coefficiente de variabilidad del periodo de paso

Una medida de la fluctuación de un parámetro con respecto a su media, se calcula de la siguiente manera:

$$CV = \frac{\text{Desviación estándar}}{\text{Media}} \cdot 100$$

Se calcula el coeficiente de variabilidad del periodo de paso utilizando la orientación alrededor del eje VT para determinar los límites de los diferentes pasos ya que es la que los muestra de forma más clara. Se obtiene, por lo tanto, calculando la media y la desviación estándar de la longitud en muestras de cada paso.

Se toma el periodo de paso obtenido de la división hecha con la orientación VT como única, sin ser necesario calcularla con las otras direcciones.

Valor cuadrático medio (RMS)

El valor cuadrático medio es una medida estadística de la magnitud de una cantidad variable. Es especialmente útil cuando ésta toma tanto valores positivos como negativos, que con la media aritmética se anularían. Matemáticamente se define como:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N}}$$

Se obtiene el valor RMS para las aceleraciones en las tres direcciones a las que anteriormente se les ha restado su continua haciendo su media nula por lo que el valor

RMS coincide con la desviación estándar. Es decir, es una medida del grado de dispersión de los datos con respecto a su media.

Relación armónica (HR)

La relación armónica indica la suavidad y el ritmo de patrones de una señal [53], a mayor valor mayor estabilidad de la marcha.

$$HR = \frac{\sum \text{Armónicos pares}}{\sum \text{Armónicos impares}}$$

El procedimiento para cálculo de la relación armónica está basado en la descripción detallada por Menz et al. [54]. Para ello, se obtiene el espectro de la señal, muestreada a 100 Hz y se toman las amplitudes de los veinte primeros armónicos. La relación se obtiene del cociente entre la suma de los primeros diez armónicos pares o en fase y de los diez primeros impares o fuera de fase.

Distorsión armónica total (THD)

La distorsión armónica total es un parámetro frecuencial de similar definición al anterior que mide la amplitud relativa de la frecuencia fundamental respecto del resto de armónicos presentes en la señal.

$$THD = \frac{\sum \text{Armónicos}}{A_{fo}}$$

Se obtiene como el cociente entre la suma de las amplitudes de los distintos armónicos y la de la frecuencia principal. Para el cálculo se consideran los primeros veinte armónicos.

5. Resultados y discusión

Sería conveniente resaltar que este trabajo fin de grado constituye el inicio de un proyecto a largo plazo cuyo propósito final es su posterior utilización para evaluar el estado y la evolución de los pacientes e individualizar el tratamiento. El objetivo principal de esta primera fase es automatizar el proceso de análisis de las señales de marcha post-ictus por lo que la muestra de pacientes es reducida. Aunque los sujetos presentan la misma patología, cada uno posee una marcha específica relacionada con su afectación. Debido a esta heterogeneidad, los resultados se deben evaluar de forma individual para cada caso y no de forma colectiva.

5.1. Patrón de la marcha

En primer lugar se analiza el patrón de la marcha de los pacientes mostrando la media y la desviación típica de la aceleración de todos los pasos de cada paciente. Ya que una de las características de los pacientes es la asimetría de su marcha se representan el paso del lado no afectado (tonos verdes) y el paso del lado afectado (tonos azules) con respecto al 100% del ciclo de marcha, permitiendo observarla diferencia entre los patrones de cada pierna.

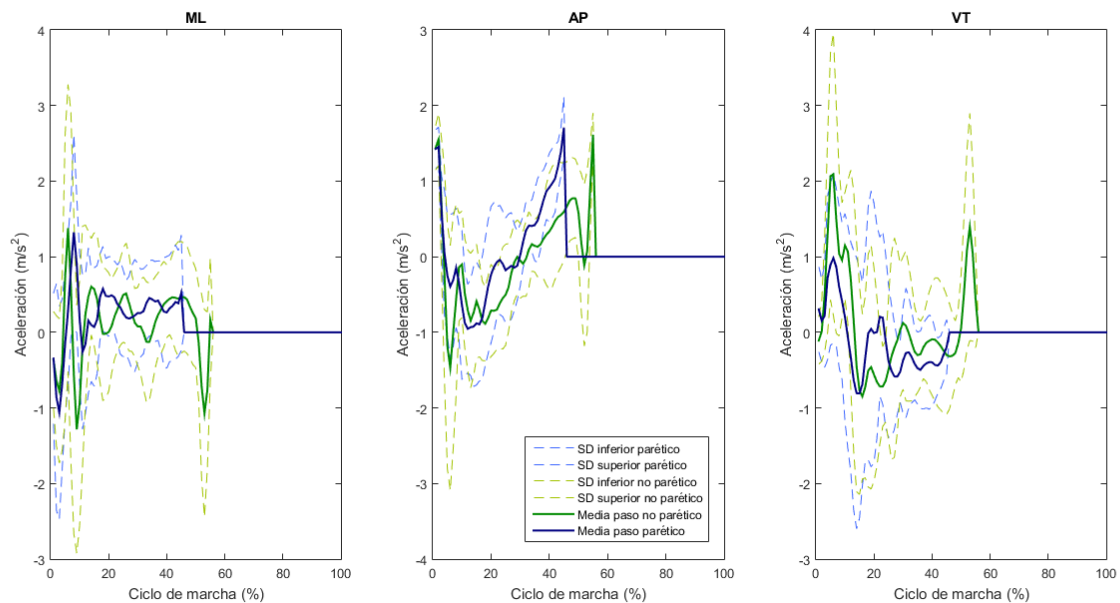


Figura 21 Patrón de la marcha "Paciente A"

La gráfica del *Paciente A* muestra un patrón en el que se aprecian cambios más bruscos en el eje ML del paso parético. Estas variaciones indican un balanceo lateral que puede ser debido a la inestabilidad en el apoyo de la pierna parética. Asimismo, la desviación típica en ambos pasos en las tres direcciones es alta indicando poca regularidad de paso y zancada y alta variabilidad. Por otra parte, se debe destacar que el tiempo de paso respecto al ciclo completo es mayor en la pierna parética que en la pierna sana.

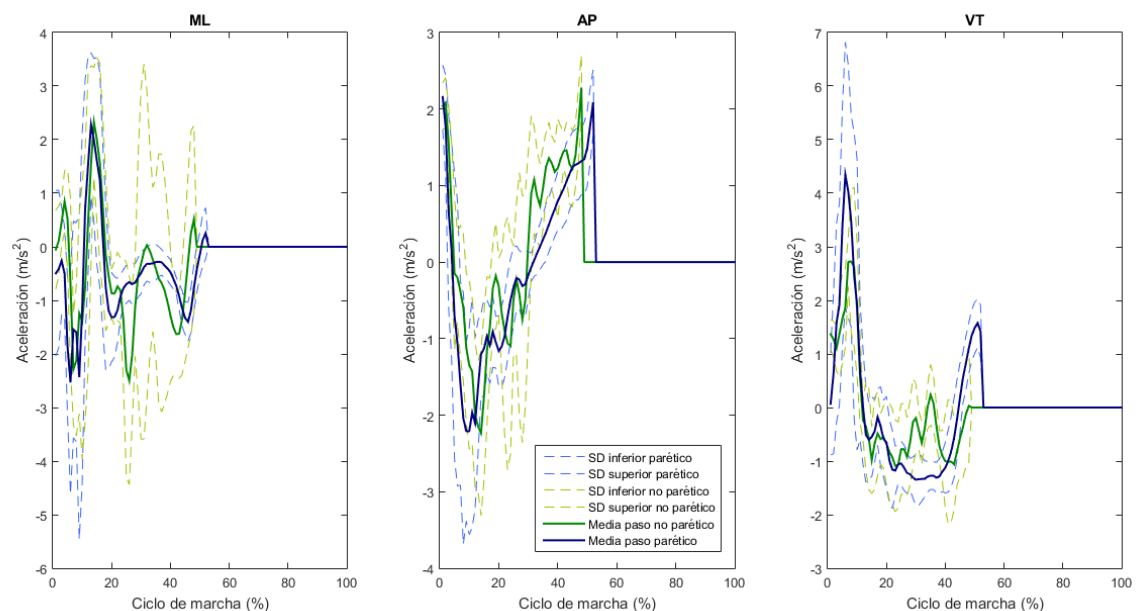


Figura 22 Patrón de la marcha "Paciente B"

La gráfica del *Paciente B* muestra que la forma de onda de la aceleración de ambos pasos es similar indicando una regularidad mayor. Además, la desviación típica de los pasos de la pierna sana es menor en las tres direcciones que la correspondiente a la pierna

afectada lo que indica mayor regularidad de paso en la pierna no parética. Por último, en este caso, el porcentaje del ciclo ocupado por cada pierna es similar indicando una simetría de tiempo de paso mayor.

En la Tabla 1 se muestran los parámetros mencionados cuyo valor coincide con el comportamiento ilustrado en las gráficas de los patrones de marcha. Además los parámetros relativos a la regularidad indican que la regularidad de zancada es menor que la de paso ya que aunque la marcha post-ictus es irregular se mantiene cierto grado de periodicidad en el ciclo completo de la marcha.

	Paciente A		Paciente B	
	<i>No parético</i>	<i>Parético</i>	<i>No parético</i>	<i>Parético</i>
Regularidad de paso	20.54%	39.30%	73.44%	65.80%
Regularidad de zancada	20.27%		56.11%	
Coefficiente de variabilidad	24.37%	20.81%	11.38%	6.83%
Porcentaje del ciclo	45%	55%	52%	48%
Simetría del tiempo de paso	16.93%		7.91%	

Tabla 1 Comparativa del Paciente A y el Paciente B

5.2. Simetría de la marcha

Uno de los objetivos de este proyecto es analizar la asimetría de la marcha post-ictus por lo que se calcula la simetría de los pacientes para todos los parámetros. Se observa que los valores de asimetría no siguen una pauta para todos los pacientes pero, como se ha comentado anteriormente, cada paciente adopta una marcha distinta acorde a sus secuelas.

5.2.1. Paciente B

El valor de los parámetros del *Paciente B* parece indicar una marcha normalizada, sin embargo, se observan altos valores de asimetría en algunos parámetros debido a propia definición de la asimetría, el comportamiento dispar de ambas extremidades. En la Tabla 2 se presentan los resultados de asimetría y los valores de los parámetros.

	Paciente B		
	<i>Asimetría</i>	<i>Pierna parética</i>	<i>Pierna no parética</i>
Regularidad de paso	11,41%	65,80%	73,44%
RMS ML	19,78%	1,91	1,53
RMS AP	5,77%	1,39	1,31
RMS VT	24,41%	1,27	1,68
Fuerza normalizada	43,71%	0,45	0,79
Tiempo de paso	7,91%	0,57	0,62
CV	36,80%	6,84%	11,39%
HR ML	66,23%	59,62%	35,32%
HR AP	22,52%	193,45%	251,19%
HR VT	16,78%	188,03%	226,84%

THD ML	74,17%	550,18%	295,58%
THD AP	17,70%	195,14%	167,52%
THD VT	44,71%	307,79%	170,15%

Tabla 2 Simetría del Paciente B

El coeficiente de variabilidad indica las fluctuaciones del tiempo de paso con respecto a la media y, aunque el valor para ambas piernas es bajo, la asimetría es del 36,80%. Ocurre lo mismo para los valores de la relación armónica en el eje ML, aunque el valor para ambas piernas no es elevado la asimetría es mayor que para las direcciones AP y VT. En este caso es necesario tener en cuenta el parámetro del que proviene el valor de asimetría para analizar la calidad de la marcha.

En el caso de la distorsión ML la asimetría es elevada y se observa que también el valor de los parámetros lo es indicando que la calidad de la marcha se ve afectada no sólo por las vibraciones no deseadas sino también por la diferencia entre las mismas.

5.2.2. Pacientes C y D

En segundo lugar, para un análisis más profundo de los resultados de simetría se toman como muestra dos pacientes que sufren hemiplejía derecha cuyos resultados se muestran en la Tabla 3, los *pacientes C y D*.

	<i>Paciente C</i>	<i>Paciente D</i>
Regularidad de paso	11,65%	29,28%
RMS ML	7,13%	12,01%
RMS AP	8,68%	5,95%
RMS VT	5,97%	2,13%
Fuerza normalizada	16,96%	24,87%
Tiempo de paso	1,91%	18,07%
CV	17,70%	30,57%
HR ML	0,18%	15,2%
HR AP	8,02%	10,83%
HR VT	5,60%	8,27%
THD ML	40,55%	40,51%
THD AP	28,67%	12,23%
THD VT	4,80%	5,60%

Tabla 3 Simetría de los parámetros

5.2.3. Simetría de la regularidad

La regularidad de paso indica la similitud entre los pasos dados con la misma pierna por lo que la asimetría en este caso indica que los pasos de un lado son similares pero no los del otro lado. En las gráficas se muestra la división por pasos para ambos pacientes.

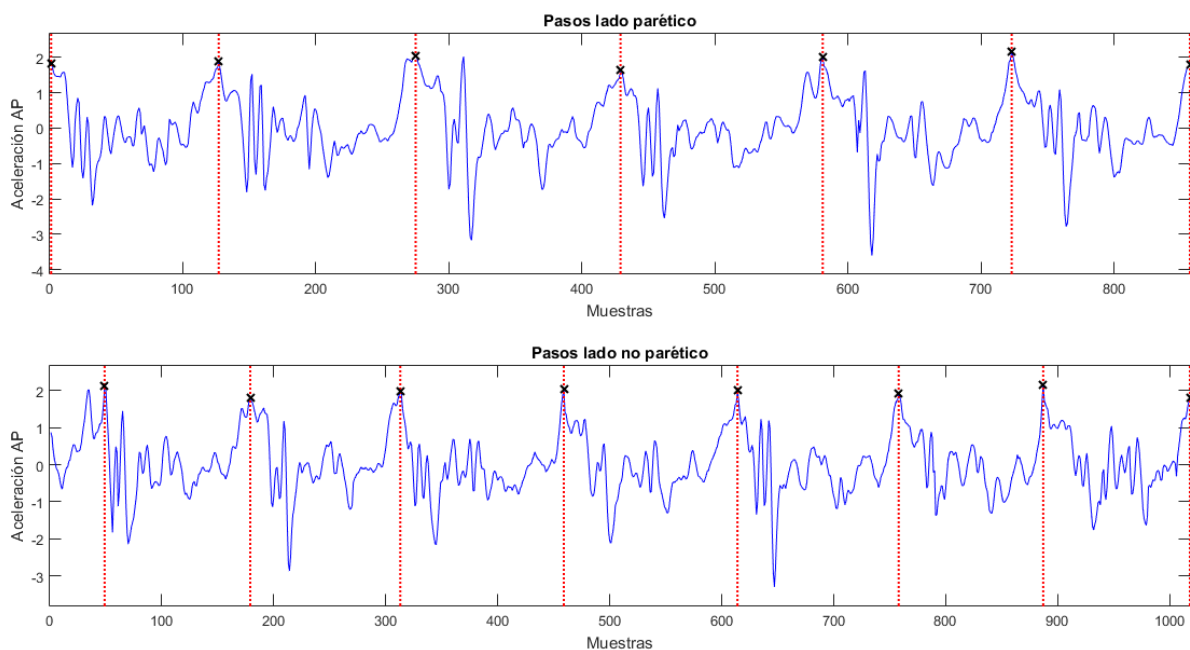


Figura 23 División de pasos del Paciente C

La Figura 23 muestra los pasos del *Paciente C*, cuya asimetría es menor y la Figura 24 los del *Paciente D*, con una asimetría de casi el 30%. En el segundo caso se observa una regularidad alta en los pasos del lado no parético pero una regularidad muy baja en los pasos de la pierna afectada como se indica en la Figura 24.

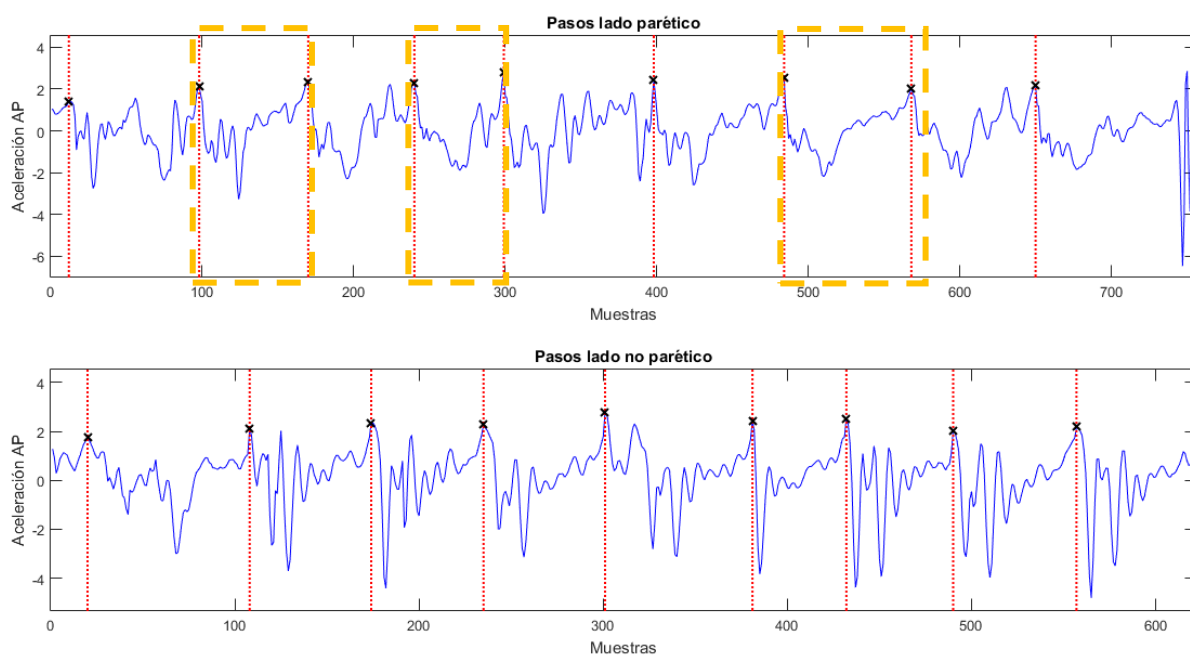


Figura 24 División de pasos del paciente D

5.2.4. Simetría del valor RMS

El valor RMS indica las fluctuaciones con respecto a la media, por lo tanto, pacientes cuyo patrón muestre una desviación típica alta en uno de los pasos pero baja en la pierna contraria tendrán una asimetría de RMS alta.

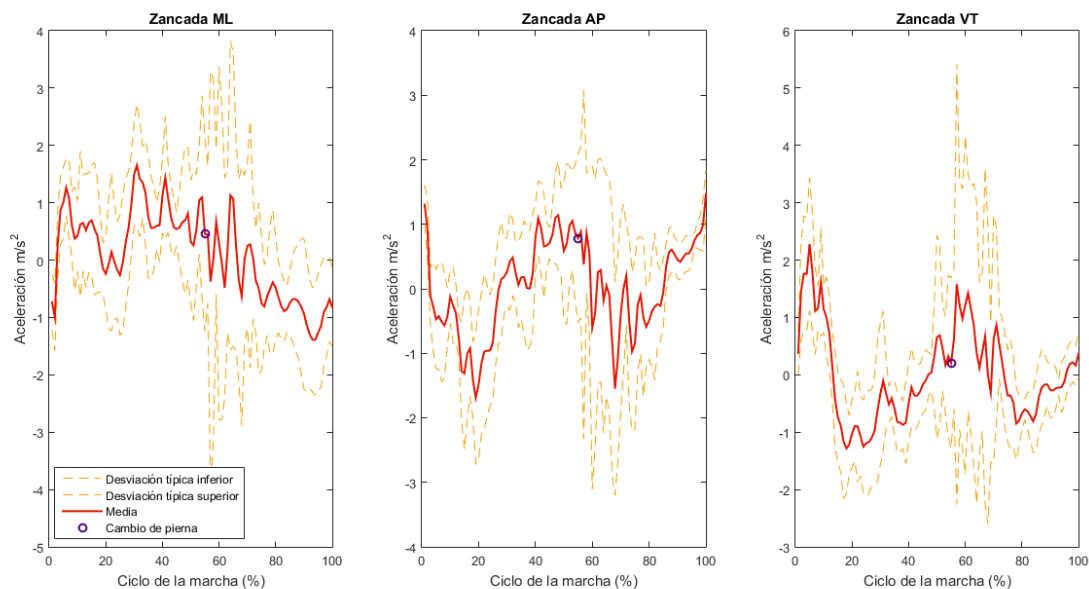


Figura 25 Patrón de zancada del Paciente D

La Figure 25 muestra el patrón de zancada del *Paciente D*, en él se observa que la desviación típica es alta pero al serlo para ambas piernas la asimetría no es elevada.

5.2.5. Simetría de la fuerza normalizada

En la Figura 26 se representa la fuerza ejercida por cada una de las piernas. En el caso del *Paciente D* la asimetría es mayor ya que la fuerza ejercida por la pierna afectada es mayor que la ejercida por la no afectada. Sin embargo, la representación de la fuerza correspondiente al *Paciente C* es más dispersa resultando en una asimetría menor.

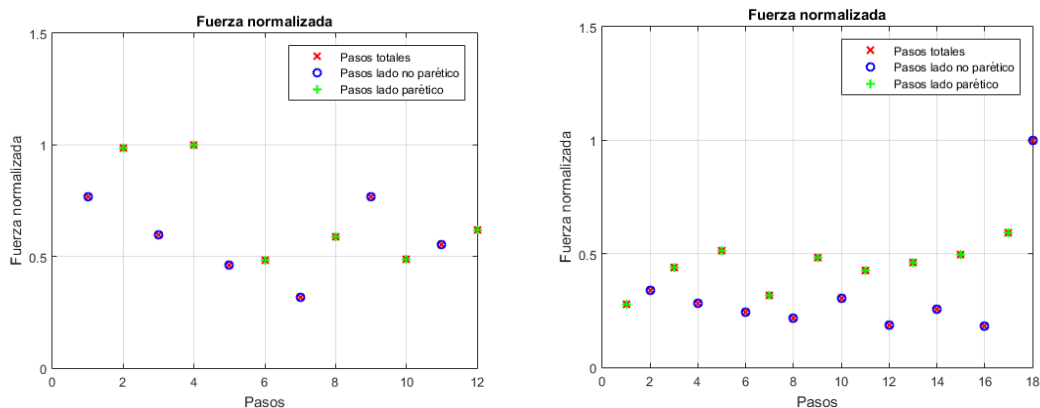


Figura 26 Fuerza normalizada de los pacientes C y D

5.2.6. Simetría del tiempo de paso

En la tabla destaca la diferencia de la asimetría del tiempo de paso entre ambos pacientes, 1,91% y 18,07% respectivamente. Esta diferencia se debe a que mientras el

paso afectado del *Paciente C* emplea un 45% de su ciclo de marcha el *Paciente dD* invierte un 55% del suyo. Además, está ligada al coeficiente de variabilidad ya que éste indica la variabilidad en el tiempo de paso.

5.2.7. Simetría de HR

En el caso de la simetría de la relación armónica destaca la baja asimetría medida para el *Paciente C* en el eje ML (0,18%). Como se observa en la Figura 27, la relación armónica es elevada para ambas piernas, que se traduce en poca estabilidad de la marcha. Sin embargo, la representación de los armónicos de ambas piernas tiene una forma similar, dando lugar a una asimetría baja.

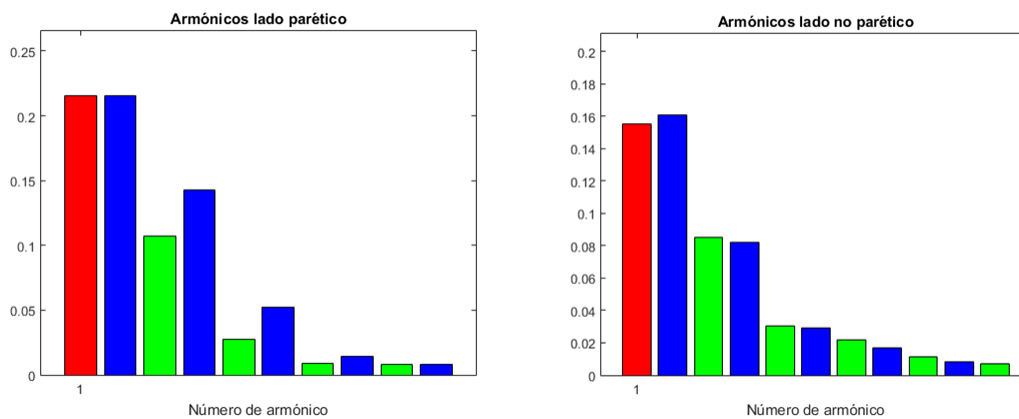


Figura 27 Representación armónica de los pasos del Paciente C

5.2.8. Simetría de THD

La THD es la amplitud relativa de la frecuencia fundamental respecto al resto de armónicos presentes en la señal, es decir, la presencia de vibraciones no deseadas en el patrón de marcha por lo que se relaciona con la calidad de la marcha. Se observa que la asimetría de este parámetro en la dirección ML es elevada para ambos pacientes lo que indica una marcha de peor calidad para el lado parético.

6. Conclusiones y líneas futuras

6.1. Conclusiones

El objetivo principal del proyecto es automatizar el proceso de análisis de las señales de marcha, en particular, de la asimetría de la marcha en pacientes que han sufrido un ictus. A continuación se presenta un listado de las conclusiones obtenidas en este trabajo:

- i. El método de automatización para la obtención de los parámetros es válido siendo la aceleración en el eje AP es la que mejor determina el cambio de paso en los pacientes.
- ii. Los sensores inerciales son una tecnología totalmente viable para la medición del movimiento en personas que han sufrido un ictus. No sólo capturan de forma adecuada el movimiento sino que, al ser sistemas portátiles y no intrusivos, también facilitan la medición a los pacientes.

- iii. La cuantificación de la marcha post-ictus en parámetros puede ayudar al personal sanitario a evaluar la evolución de la marcha mediante un método sencillo y rápido.
- iv. El análisis de los datos proporciona información sobre la simetría entre ambas piernas, afectada y no afectada. Sin embargo, es necesario tener en cuenta el parámetro del que proviene dicho valor para analizar la calidad de la marcha.
- v. Los datos obtenidos a partir de las unidades inerciales permiten obtener una colección de parámetros significativa manteniendo la simplicidad de la prueba y sin otros requerimientos para la adquisición de los datos. De este modo, a partir de la información objetiva que nos proporcionan dichos parámetros, puede llegar a evaluarse el movimiento en cuestión.

6.2. Líneas futuras

En primer lugar se plantea la validación del método de análisis para una muestra mayor de pacientes con el objetivo de obtener resultados más fiables. Conjuntamente, probar el programa para diferentes señales posibilita corregir posibles errores no detectados y mejorar el método actual. Además, se sugiere realizar un estudio de la evolución de los pacientes para relacionarlo con la eficacia de la rehabilitación.

Igualmente, se plantea realizar el estudio de las señales obtenidas en el test de sentarse y levantarse para comparar los resultados con los obtenidos en la marcha.

Asimismo, se propone la combinación de un sensor inercial en el centro de masas con otros métodos para determinar otros parámetros. En concreto, sería muy interesante abordar los siguientes experimentos:

- Combinaciones con tapices de fuerza para medir la longitud de paso y la relación tiempo de balanceo y tiempo de apoyo (SW/ST).
- Combinación con sensores de electromiografía para determinar los músculos implicados en los movimientos recogidos por el sensor inercial.
- Uso de sensores inerciales en el talón y en los dedos del pie para analizar la altura que se alcanzan del suelo y limitar las caídas.
- Uso de sensores inerciales en las articulaciones para determinar el rango articular.

7. Referencias

- [1] (2016). *Observatorio del ictus*. Available: <http://observatoriodelictus.com/index.php/que-es-un-ictus>.
- [2] (2016). *El ictus / FEI* [FEI]. Available: <https://www.ictusfederacion.es/el-ictus/>.
- [3] R. Bohannon, "Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables." *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 68, pp. 777-781, 1987.
- [4] M. G. Bowden, C. K. Balasubramanian, A. L. Behrman and S. A. Kautz, "Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance poststroke," *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 22, pp. 672-675, 2008.
- [5] M. Brandstater, H. De Bruin, C. Gowland and B. Clark, "Hemiplegic gait: analysis of temporal variables." *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 64, pp. 583-587, 1983.
- [6] S. Nadeau, A. B. Arsenault, D. Gravel and D. Bourbonnais, "Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with A Stroke1," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 78, pp. 123-130, 1999.
- [7] A. Hsu, P. Tang and M. Jan, "Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, pp. 1185-1193, 2003.
- [8] M. G. Bowden, C. K. Balasubramanian, R. R. Neptune and S. A. Kautz, "Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking," *Stroke*, vol. 37, pp. 872-876, 2006.
- [9] J. L. Allen, S. A. Kautz and R. R. Neptune, "Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking," *Gait Posture*, vol. 33, pp. 538-543, 2011.
- [10] B. Auvinet, G. Berrut, C. Touzard, L. Moutel, N. Collet, D. Chaleil and E. Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device," *Gait Posture*, vol. 16, pp. 124-134, 2002.
- [11] R. Senden, B. Grimm, I. Heyligers, H. Savelberg and K. Meijer, "Acceleration-based gait test for healthy subjects: reliability and reference data," *Gait Posture*, vol. 30, pp. 192-196, 2009.
- [12] W. Zijlstra and A. L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking," *Gait Posture*, vol. 18, pp. 1-10, 2003.
- [13] J. J. Kavanagh and H. B. Menz, "Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking," *Gait Posture*, vol. 28, pp. 1-15, 2008.

- [14] J. Carr and R. SHEPERD, "Neurological Rehabilitation: Optimising Motor Performance Butterworth Heinemann," 1998.
- [15] S. Miyazaki and T. Kubota, "Quantification of gait abnormalities on the basis of continuous foot-force measurement: correlation between quantitative indices and visual rating," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 22, pp. 70-76, 1984.
- [16] R. Morris and S. Lawson, "A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission," *Newcastle University*, 2010.
- [17] H. M. Clayton and H. C. Schamhardt, "Measurement techniques for gait analysis," *Equine Locomotion*, pp. 55-76, 2001.
- [18] B. M. Nigg and W. Herzog, "Biomechanics of the musculo-skeletal system," 2007.
- [19] R. L. Linford, "Camera speeds for optoelectronic assessment of stride-timing characteristics in horses at the trot." *Am. J. Vet. Res.*, vol. 55, pp. 1189-1195, 1994.
- [20] I. A. Stokes, S. M. Henry and R. M. Single, "Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles," *Clin. Biomech.*, vol. 18, pp. 9-13, 2003.
- [21] A. L. McDonough, M. Batavia, F. C. Chen, S. Kwon and J. Ziai, "The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, pp. 419-425, 2001.
- [22] C. J. Van Uden and M. P. Besser, "Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite®)," *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 5, pp. 13, 2004.
- [23] B. Bilney, M. Morris and K. Webster, "Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait," *Gait Posture*, vol. 17, pp. 68-74, 2003.
- [24] H. M. Schepers, "Ambulatory assessment of human body kinematics and kinetics," 2009.
- [25] C. Liedtke, S. A. Fokkenrood, J. T. Menger, H. van der Kooij and P. H. Veltink, "Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces," *Gait Posture*, vol. 26, pp. 39-47, 2007.

- [26] H. Noshadi, F. Dabiri, S. Meguerdichian, M. Potkonjak and M. Sarrafzadeh, "Energy optimization in wireless medical systems using physiological behavior," *Wireless Health 2010*, pp. 128-136, 2010.
- [27] C. Sanz, "Cinesiología de la marcha humana normal," *Links*, pp. 1-14, 2006.
- [28] J. Perry, J. M. Burnfield and L. M. Cabico, "Gait analysis: normal and pathological function," 1992.
- [29] S. J. Olney and C. Richards, "Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics," *Gait Posture*, vol. 4, pp. 136-148, 1996.
- [30] K. K. Patterson, "Gait Asymmetry Post-Stroke," 2010.
- [31] R. G. Burdett, D. Borello-France, C. Blatchly and C. Potter, "Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup® brace," *Phys. Ther.*, vol. 68, pp. 1197-1203, 1988.
- [32] S. L. Patterson, L. W. Forrester, M. M. Rodgers, A. S. Ryan, F. M. Ivey, J. D. Sorkin and R. F. Macko, "Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 88, pp. 115-119, 2007.
- [33] E. J. Roth, C. Merbitz, K. Mroczek, S. A. Dugan and W. W. Suh, "Hemiplegic gait: Relationships between walking speed and other temporal parameters1," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 76, pp. 128-133, 1997.
- [34] A. Nardone, M. Galante, B. Lucas and M. Schieppati, "Stance control is not affected by paresis and reflex hyperexcitability: the case of spastic patients," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 70, pp. 635-643, 2001.
- [35] L. Bensoussan, J. Viton, N. Barotsis and A. Delarque, "Evaluation of patients with gait abnormalities in physical and rehabilitation medicine settings," *J. Rehabil. Med.*, vol. 40, pp. 497-507, 2008.
- [36] J. J. Eng and K. S. Chu, "Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, pp. 1138-1144, 2002.
- [37] J. C. Wall and G. I. Turnbull, "Gait asymmetries in residual hemiplegia." *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 67, pp. 550-553, 1986.
- [38] L. Jørgensen, N. Crabtree, J. Reeve and B. Jacobsen, "Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part of the femoral neck differently: bone adaptation after decreased mechanical loading," *Bone*, vol. 27, pp. 701-707, 2000.

- [39] S. Lauziere, M. Betschart, R. Aissaoui and S. Nadeau, "Understanding spatial and temporal gait asymmetries in individuals post stroke," *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 2014, 2014.
- [40] W. Herzog, B. M. Nigg, L. J. Read and E. Olsson, "Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 21, pp. 110-114, 1989.
- [41] R. A. Zifchock, I. Davis, J. Higginson and T. Royer, "The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry," *Gait Posture*, vol. 27, pp. 622-627, 2008.
- [42] D. R. Burnett, N. H. Campbell-Kyureghyan, P. B. Cerrito and P. M. Quesada, "Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, pp. 610-615, 2011.
- [43] H. Sadeghi, P. Allard and M. Duhaime, "Functional gait asymmetry in able-bodied subjects," *Human Movement Science*, vol. 16, pp. 243-258, 1997.
- [44] H. Sadeghi, "Local or global asymmetry in gait of people without impairments," *Gait Posture*, vol. 17, pp. 197-204, 2003.
- [45] (2010). *10 Meter Walking Test (10MWT)*. Available: <https://www.scireproject.com/outcome-measures-new/10-meter-walking-test-10-mwt>.
- [46] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad, "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry," *J. Biomech.*, vol. 37, pp. 121-126, 2004.
- [47] C. Mizuike, S. Ohgi and S. Morita, "Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer," *Gait Posture*, vol. 30, pp. 60-64, 2009.
- [48] J. J. Kavanagh, R. Barrett and S. Morrison, "Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men," *Gait Posture*, vol. 20, pp. 291-298, 2004.
- [49] S. M. Pincus, I. M. Gladstone and R. A. Ehrenkranz, "A regularity statistic for medical data analysis," *J. Clin. Monit.*, vol. 7, pp. 335-345, 1991.
- [50] S. M. Pincus, "Assessing serial irregularity and its implications for health," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 954, pp. 245-267, 2001.
- [51] J. Mendoza, E. C. Morles and E. Chacón, "La entropía aproximada como una nueva metodología para la detección de eventos dentro de un sistema dinámico híbrido," *Ciencia E Ingeniería*, pp. 31-42, 2011.

- [52] K. K. Ho, G. B. Moody, C. Peng, J. E. Mietus, M. G. Larson, D. Levy and A. L. Goldberger, "Predicting survival in heart failure case and control subjects by use of fully automated methods for deriving nonlinear and conventional indices of heart rate dynamics," *Circulation*, vol. 96, pp. 842-848, 1997.
- [53] H. B. Menz, S. R. Lord and R. C. Fitzpatrick, "Age-related differences in walking stability," *Age Ageing*, vol. 32, pp. 137-142, 2003.
- [54] H. B. Menz, S. R. Lord and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces," *Gait Posture*, vol. 18, pp. 35-46, 2003.